

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA



**DISEÑO Y PROTOTIPADO DE UNA PRÓTESIS DE
ACCIONAMIENTO MECÁNICO PARA
AMPUTACIONES TRANSFALÁNGICAS DE LA
MANO**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Para optar el grado de bachiller en Ingeniería Mecánica

AUTORA

Angella Gabriela Fuentes Collazos (201610281)

ASESOR

Emir Augusto Vela Saavedra (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima – Perú

2020

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	viii
ABSTRACT	ix
INTRODUCCIÓN.....	x
CAPÍTULO I	14
1. MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES	14
1.1. Anatomía de la mano.....	14
1.1.1. Los huesos de la mano	14
1.1.2. Articulaciones de la mano.....	15
1.1.3. Capuchón extensor.....	15
1.1.4. Músculos de la mano	16
1.2. Biomecánica de la mano.....	17
1.2.1. Movimientos de los dedos	18
1.2.2. Ángulos de movilidad de las uniones de las falanges y grados de libertad	20
1.2.3. Tipos de agarre de la mano	22
1.2.4. Fuerza de los dedos.....	23
1.2.5. Medidas antropométricas de la mano	27
1.3. Amputación	28
1.3.1. Niveles de amputación del miembro superior	28
1.4. Prótesis.....	30
1.4.1. Prótesis pasiva.....	31
1.4.2. Prótesis activa	32
1.4.3. Costos de las prótesis mecánicas en Perú	42

1.5.	Materiales más usados en prótesis.....	42
1.5.1.	Polímeros de impresión 3D.....	46
1.6.	Análisis cinemático en sistemas de 4 barras.....	47
CAPÍTULO II.....		51
2.	METODOLOGÍA.....	51
2.1.	Diseño conceptual.....	53
2.1.1.	Identificación de requerimientos.....	53
2.1.2.	Generación de conceptos de diseño	53
2.1.3.	Selección de proyecto preliminar.....	57
2.1.4.	Selección de proyecto óptimo	57
2.1.5.	Análisis cinemático.....	61
2.1.6.	Diseño computacional en Inventor	69
2.2.	Validación computacional	70
2.2.1.	Validación cinemática en Inventor	71
2.2.2.	Análisis estático con Inventor	72
2.2.3.	Análisis de esfuerzos en Inventor	74
2.2.4.	Análisis de resistencia a la fatiga en Ansys	75
2.3.	Validación experimental.....	80
2.3.1.	Fabricación del prototipo	80
2.3.2.	Contrastación con KINOVEA	83
CONCLUSIONES.....		84
AGRADECIMIENTOS.....		85
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		86

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Grados de libertad de los dedos	19
Tabla 1.2. Ángulos de movimiento respecto al tipo de movimiento y el dedo	21
Tabla 1.3. Ángulos de flexión en el gesto de puño.....	21
Tabla 1.4. Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Hombres.....	24
Tabla 1.5. Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Mujeres	24
Tabla 1.6. Valores de la Fuerza promedio y máxima en N de los siete gestos ya descritos	25
Tabla 1.7. Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de mujeres entre 20 a 50 años.....	27
Tabla 1.8. Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de hombres entre 20 a 50 años.....	27
Tabla 1.9. Comparativa del estado del arte de las prótesis mecánicas.	39
Tabla 1.10. Costos prótesis activas Perú	42
Tabla 2.1. Tabla de requerimientos de la prótesis con los valores ideales	53
Tabla 2.2. Matriz morfológica.....	55
Tabla 2.3. Leyenda de la matriz morfológica	56
Tabla 2.4. Criterios de evaluación de los conceptos de solución propuestos	57
Tabla 2.5. Criterio de evaluación con pesos y valores de satisfacción.....	61
Tabla 2.6. Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange proximal.....	68
Tabla 2.7. Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange media	69
Tabla 2.8. Propiedades filamentos de impresión 3D	71
Tabla 2.9. Diámetros por utilizar en la variación del análisis del agarre cilíndrico	73
Tabla 2.10. Criterio Skewness de calidad de mallado.....	76
Tabla 2.11. Criterio ortogonal de calidad de mallado	77
Tabla 2.12. Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material ABS, para un estrés medio de 14.3 MPa.....	78

Tabla 2.13. Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS	79
Tabla 2.14. Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material PLA, para un estrés medio de 12.8 MPa.....	79
Tabla 2.15. Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS	79
Tabla 2.16. Tipos de mallados en impresión 3D, sus tiempos y consumo de material dependiendo de la densidad de relleno	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Huesos de la mano	14
Figura 1.2. Capuchón extensor y su desempeño en los movimientos de flexión de las falanges.....	16
Figura 1.3. Movimientos de la mano en función a los músculos intrínsecos de esta en la vista palmar.....	17
Figura 1.4. Movimientos de los dedos de la mano humana, abducción, aducción, flexión y extensión.....	18
Figura 1.5. Movimientos del pulgar extensión, flexión, abducción, aducción, oposición	19
Figura 1.6. Tipos de agarres existentes de la mano	22
Figura 1.7. (a) Dinamómetro T.K.K. 540 Grip-D. (b) Posición del sujeto durante la realización de las mediciones.	24
Figura 1.8. (a) Posición del usuario al realizar los movimientos. (b) Vista de planta de la pantalla táctil. (c) Fuerzas admitidas a raíz de los gestos realizados.....	25
Figura 1.9. Variación del área de contacto en función al incremento del diámetro del cilindro.....	26
Figura 1.10. Gráficas comparativas de resultados. (a) Área de contacto vs Diámetro del cilindro. (b) Fuerza vs Diámetro/Longitud de la mano	26
Figura 1.11. Niveles de amputación del miembro superior.....	29
Figura 1.12. Ejemplos de amputaciones transfalángicas.....	30

Figura 1.14. Prótesis pasiva del dedo pulgar de la mano derecha. (a) Amputación transfalángica del pulgar sin la prótesis. (b) Prótesis puesta en el pulgar afectado.....	32
Figura 1.14. Mecanismo de accionamiento de barras	34
Figura 1.15. (a) TITAN Full Finger vista palmar. (b) TITAN Full Finger flexionados y posicionados para realizar una labor.	35
Figura 1.16. Prótesis mecánica K1 Hand (a) Piezas impresas en 3D para armar la prótesis. (b) Vista dorsal en uso de la prótesis haciendo flexión.	36
Figura 1.17. M y Partial M Fingers (a) Partial M – Fingers sosteniendo un bloque de madera. (b) M- Fingers incluyendo el pulgar.	36
Figura 1.18. X-Tips de Dan Dridrick (a) Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. (b) Flexión de la prótesis. (c) Mecanismo de funcionamiento de la prótesis.....	37
Figura 1.19. Prótesis KNICK FINGER. (a) Vista dorsal. (b) Impresos en 3D en extensión (c) Realizando flexión completa.....	38
Figura 1.20. Prótesis PIP y MCP de la empresa Naked Prosthetics. (a) Prótesis MCP de los 4 dedos vista dorsal. (b) prótesis MCP de los cuatro dedos en agarre esférico vista lateral. (c) Combinación entre modelo MCP y PIP en vista dorsal.....	38
Figura 1.21. Prótesis eléctrica Vincent Partial Active 3 y su fuente de energía Vincent Power.....	40
Figura 1.22. Prótesis para amputaciones transfalángicas de ÖSSUR Touch Bionics ...	41
Figura 1.23. Comparación de la resistencia a la tracción y a la fatiga en los materiales	45
Figura 1.24. Comparación del límite elástico y el módulo de corte en los materiales ..	45
Figura 1.25. Comparación del coeficiente de expansión térmica y a la densidad de los materiales mencionados.....	46
Figura 1.26. Comparación de la resistencia a la fatiga vs resistencia a la fractura de los polímeros más usados en la impresión 3D	47
Figura 1.27. Comparación de la resistencia a la tracción vs densidad de los polímeros más usados en la impresión 3D	47
Figura 1.28. Movimiento de las falanges de un dedo en el plano X-Y	48
Figura 1.29. Sistema de barras para el movimiento de falanges	50
Figura 2.1. Mapa conceptual del proceso metodológico a implementar	51
Figura 2.2. Entradas y Salidas del sistema de caja negra	54

Figura 2.3. Descomposición de la caja negra en las funciones principales.....	54
Figura 2.4. Proyecto preliminar 1	58
Figura 2.5. Proyecto preliminar 2.....	58
Figura 2.6. Proyecto preliminar 3.....	59
Figura 2.7. Medidas de las falanges prostéticas y especificaciones	59
Figura 2.8. Vista completa del dorso de la mano con el guante de la prótesis.....	60
Figura 2.9. Esquemmatización de sistema de 4 barras cruzado	62
Figura 2.10. Esquemmatización de sistema de 4 barras cruzado para el movimiento de la siguiente falange.....	63
Figura 2.11. Procedimiento para realizar simulación cinemática.....	72
Figura 2.12. DCL de un agarre cilíndrico con los 5 dedos de la mano. (a) Vista dorsal en vertical. (b) Vista palmar en vertical. (c) Vista palmar peso sobre los dedos.	73
Figura 2.13. DCL agarre cilíndrico usando 2 dedos (índice y pulgar). (a) Vista palmar en posición horizontal. (b) Vista dorsal en posición vertical.	74
Figura 2.14. Procedimiento para realizar simulación de esfuerzos	75
Figura 2.15. Proceso de simulación en el software ANSYS.	76
Figura 2.16. Proceso de creación de mallado	77
Figura 2.17. Curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés en MPa de ABS	78
Figura 2.18. Metodología básica por seguir para el análisis de fatiga en el software ANSYS	80
Figura 2.19. Resistencias de los diversos mallados de impresión 3D.....	82
Figura 2.20. Diagrama de flujo a seguir para imprimir una pieza en 3D.....	82

RESUMEN

Existe una creciente demanda de usuarios que han sufrido de alguna amputación transfalángica, lo cual puede llegar a significar una pérdida de hasta el 50% de su capacidad de devengar ingresos por la pérdida de los dedos de la mano. De esta manera, la obtención de una prótesis con el fin de recuperar la capacidad física, se vuelve imperativa. Por ello, la presente investigación propone el diseño de una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano utilizando una metodología iterativa de diseño basada en la norma VDI 2225 en la etapa de diseño conceptual. Se optó por un mecanismo de cuatro barras cruzadas en donde para su dimensionamiento se realizó un análisis cinemático con los softwares EES y MatLab a partir de las longitudes base de las falanges, y para el análisis estático, de esfuerzos y de fatiga, se hizo uso de los softwares Inventor y ANSYS.

PALABRAS CLAVES:

Prótesis; Amputación; Transfalángica; Accionamiento mecánico; Diseño mecánico; Mecanismo de 4 barras.

ABSTRACT

DESIGN AND PROTOTYPE OF AN MECHANICAL ACTUATION PROSTHESIS FOR TRANSPHALANGEAL HAND AMPUTATIONS

There is a growing demand from users who have suffered from transphalangeal amputations, who can lose up to 50% of their ability to earn income due to the loss of the fingers of the hand. In this way, obtaining a prosthesis to recover the physical capacity becomes imperative. Therefore, the present research proposes the design of a mechanically operated prosthesis for transphalangeal amputations of the hand using an iterative design methodology based on the VDI 2225 standard in the conceptual design stage. A mechanism with 4 crossed bars was chosen, where for its sizing a kinematic analysis was carried out with the EES and MatLab software starting from the phalangeal length, and for the static, stress and fatigue analysis, the Inventor and ANSYS software were used.

KEYWORDS:

Prosthetic Hand; Amputation; Transphalangeal; Mechanical drive; four-bar mechanism.

INTRODUCCIÓN

En el censo del 2012, realizado por el Instituto Nacional de Estadística e Informática del Perú (INEI), se informó que 1 millón 575 mil 402 de peruanos contaban con alguna discapacidad [1]. Esta cifra representa un 5.2% del total de habitantes para la fecha censada y que, en contraste con el censo realizado en el 2017, este porcentaje se incrementó hasta el 10.3%, evidenciando que sólo en 5 años, este indicador casi se ha duplicado [2].

Dentro de la población discapacitada, se encuentran las personas que han sufrido de alguna amputación, esta condición es una deficiencia anatómica que disminuye la capacidad funcional del afectado y en consecuencia su rol en la sociedad, sin dejar de lado la afección psicológica que trae consigo. En el Perú, un 22.2% de los casos de amputaciones por accidentes en el trabajo son transfalángicas, y a su vez, el 69.4% de los accidentados no cuentan con un seguro de salud, perteneciendo a un sector informal y al menos protegido [3]. En mayo del 2019, en el boletín estadístico mensual del Perú, se registraron 741 casos de lesiones de la mano (muñeca, palma o dorso y dedos), representando un 24.26% de los casos de lesiones por accidentes en el trabajo. Dentro de estas 3 categorías, las lesiones a los dedos cuentan con 445 casos, ocupando el primer lugar dentro de las 39 categorías presentadas en dicho boletín [4].

Por otro lado, en la compilación de Normas de Seguridad y Salud Ocupacional en el Perú, presentado en el Decreto Supremo 002-72-TR: Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales, se destaca que la pérdida de dos falanges de los dedos índice, medio, anular o meñique, repercuten en un porcentaje de pérdida de la capacidad de devengar ingresos del 11%, 9%, 6% y 6% respectivamente, en una persona; mientras que la pérdida de las 3 falanges de los 4 dedos de una mano repercute en un 50% [5].

Es por ello, que la necesidad del uso y obtención de una prótesis se vuelve prácticamente mandatorio para recuperar la autonomía y ayudar el proceso de recuperación física y psicológica. Además, le daría la oportunidad de poder reintegrarse a la población económicamente activa y continuar con su desarrollo laboral.

Dentro del repertorio de prótesis, se pueden encontrar dos principales tipos: las funcionales, estas devuelven la funcionalidad a él o los miembros perdidos; y las cosméticas, que únicamente restauran la apariencia física del paciente. En el Perú, el costo de una prótesis parcial de la mano puede oscilar desde 1,300 nuevos soles hasta 200,000 nuevos soles para el caso de las prótesis activas y en el caso de las pasivas entre 1,000 hasta 3,500 nuevos soles [6].

Además del elevado costo, los pacientes que presentan amputaciones transfalángicas tienen necesidades y requerimientos bastante específicos dependiendo de cada caso. Esto conlleva al requerimiento de una prótesis personalizada o que de alguna manera pueda adaptarse a sus necesidades particulares, y en el caso que el paciente mantenga ciertos movimientos funcionales, pueda complementarlos. Es por ello que si se consigue una mayor funcionalidad se tiene una elevación del costo por la particularidad que requiera.

Por lo tanto, comprendiendo que durante la fabricación de una prótesis para una amputación transfalángica de la mano, se necesita un alto grado de personalización dada la particularidad de cada caso y además considerando el factor económico del público afectado; la presente investigación propone el diseño y fabricación de un prototipo de prótesis activa para amputaciones transfalángicas de la mano, la cual sea accionada mecánicamente; fabricada con materiales que cumplan los requerimientos ergonómicos, mecánicos y económicos; y que a su vez permita a las personas afectadas recuperar su autonomía perdida.

Así mismo, como resultado se espera tener una propuesta del mecanismo adaptativo para los dedos de la mano; el cual, mediante un análisis de movimiento, previamente validado a través de simulaciones computacionales, cumpla con los requerimientos anteriormente planteados y las expectativas de las personas con dicha condición. Sumándose a los resultados, se presentarán los planos de ensamble y despiece para su futura replicación, agregando también una estimación del costo total de su fabricación.

Finalmente, el resultado de la presente tesis espera tener un impacto positivo en la población que cuenta con esta condición, brindándoles la posibilidad de integrarse plenamente en la sociedad y la oportunidad de retomar sus labores.

ALCANCE

La presente tesis contempla como alcance el diseño y prototipado de una prótesis activa de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano (hasta el nivel proximal) de cualquiera de los cuatro dedos principales excluyendo al pulgar, la cual, a nivel económico, deberá ser desarrollada a través de un proceso de manufactura fácil de replicar y de bajo costo, de esta manera la prótesis podrá encontrarse a un costo por debajo del mercado peruano actual. A su vez, a nivel funcional, deberá realizar los movimientos de flexión y extensión y ser capaz de desarrollar un agarre cilíndrico. Estas características se verán limitadas y condicionadas por diversos aspectos como; el nivel de afección del paciente, los materiales seleccionados y el proceso de fabricación elegido. Finalmente, el diseño excluye la replicación y búsqueda de similitud estética con el cuerpo humano, en otras palabras, la prótesis busca replicar únicamente el movimiento de flexión y extensión y brindar motricidad a las falanges perdidas, mas no suplantar estéticamente la pérdida.

MOTIVACIÓN

Como se describió anteriormente, las lesiones a los dedos son las más recurrentes por accidentes en el trabajo y el sector afectado suele encontrarse en el grupo de personas con un salario base mínimo [2]. Las amputaciones transfalángicas por accidentes de trabajo afectan a un elevado número de personas cada año y si bien la salud y seguridad en el trabajo se ha estado teniendo cada vez más presente en las industrias, aún la brecha sigue siendo amplia. Además, las personas que ya sufrieron de una amputación transfalángica, se han visto en la necesidad de obtener una prótesis, con la finalidad de continuar con sus labores.

Sin embargo, como ya se sabe, cada amputación transfalángica es diferente, lo cual implica la necesidad de una prótesis personalizada y en el mercado nacional, encontrar una prótesis con esas cualidades termina siendo muy difícil y costoso [6]. Esto último las vuelve prácticamente inalcanzable para el sector afectado.

Los altos costos de las prótesis se deben básicamente a tres razones: la fabricación personalizada requiere un largo proceso y de requerir un movimiento mecánico puede

durar más de un mes dada las múltiples pruebas necesarias para el correcto ajuste mecánico; los materiales que se implementan en las prótesis suelen ser costosos y en el caso de las prótesis activas la mayoría de las piezas suelen ser importadas elevando así aún más el costo; el proceso de fabricación suele ser manual provocando que el proceso sea aún más lento.

Es por ello que, la fabricación de una prótesis activa para amputaciones transfalángicas que devuelva las principales funciones perdidas y que a su vez se encuentre por debajo del costo del mercado peruano, es de alta importancia.

Objetivo general

Diseñar y prototipar una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas en la mano.

Objetivos específicos

- Diseñar el sistema de una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano que realicen los movimientos de flexión y extensión.
- Seleccionar los materiales adecuados desde un enfoque económico, de resistencia, durabilidad y de adaptabilidad.
- Simular y validar computacionalmente la prótesis diseñada a través de los softwares ANSYS e Inventor.
- Fabricar y caracterizar la prótesis diseñada en los laboratorios de manufactura de UTEC.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES

1.1. Anatomía de la mano

La mano es la región de la extremidad superior que parte de la articulación de la muñeca y se subdivide en 3 partes: Muñeca, Metacarpo y dedos. Esta, además, cuenta con una superficie anterior, la palma, y una superficie dorsal, el dorso de la mano. Es considerada una herramienta mecánica y sensitiva, es por ello que muchas de las características de la extremidad superior tienen como función facilitar que la mano se disponga en diferentes posiciones en el espacio [7].

1.1.1. Los huesos de la mano

Como se puede apreciar en la **Figura 1.1**, la mano se subdivide en tres grupos de huesos; los huesos del carpo, los cuales constituyen a los huesos de la muñeca, los cinco metacarpianos (I a V), los que constituyen a los huesos del metacarpo, y las falanges, los huesos de los dedos [7].

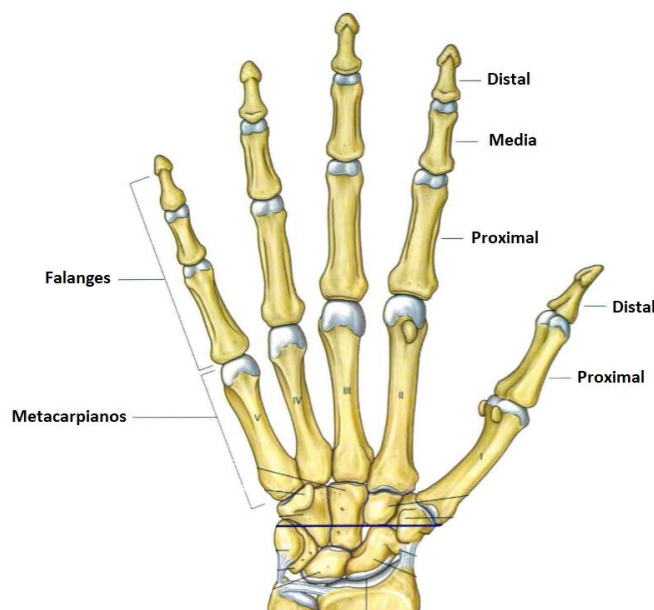


Figura 1.1. Huesos de la mano
Fuente: Adaptado de [7]

Cada una de las falanges tiene un a base, un cuerpo y una cabeza, situadas distantemente y cada dedo con excepción del pulgar cuenta de tres falanges; la proximal, media y distal. La base de la falange proximal se articula en sus dos terminaciones, la terminación baja con la cabeza del hueso metacarpiano que le corresponde y la de arriba con la falange media, a diferencia de la cabeza de la falange distal la cual no se articula ya que es la terminación de las falanges. Esta última únicamente se aplanan formando una tuberosidad distal con forma de media luna la cual se ubica bajo la almohadilla palmar (la yema de los dedos).

1.1.2. Articulaciones de la mano

De igual manera las articulaciones de la mano se pueden subdividir en categorías dependiendo de la unión de los huesos; articulaciones del carpo, carpometacarpianas, metacarpofalángicas e interfalángicas de la mano.

1.1.2.1. Articulaciones metacarpofalángicas (MCM)

Estas son las articulaciones presentes entre las cabezas distales de los metacarpianos y las falanges próximas, se les conoce como articulaciones condíleas, las cuales permiten la flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y una rotación limitada. La cápsula de dichas articulaciones se encuentra reforzadas por ligamentos.

1.1.2.2. Articulaciones interfalángicas (IP)

Estas son las articulaciones que se dan entre las falanges, es por ello que se subdividen en dos más: la articulación entre la falange proximal y la media se la conoce como PIP y la articulación de la falange distal con la media como DIP.

1.1.3. Capuchón extensor

El complejo comprendido por los tendones del extensor de los dedos y el largo del pulgar que pasan por la cara dorsal de estos, se denomina el capuchón extensor. Los capuchones presentan una forma triangular y cuentan con un vértice el cual está insertado en la falange distal, una zona central que está insertada en la falange media o en la proximal (para el caso del pulgar) y la base triangular recubre la articulación metacarpofalángica insertándose en el ligamento metacarpiano transversal profundo, en el caso del pulgar se inserta en los músculos. Al insertarse en dicha zona, los músculos intrínsecos son responsables de los movimientos complejos de los dedos, estos tan

delicados movimientos que no podrían realizarse únicamente por los tendones flexores y extensores [8].

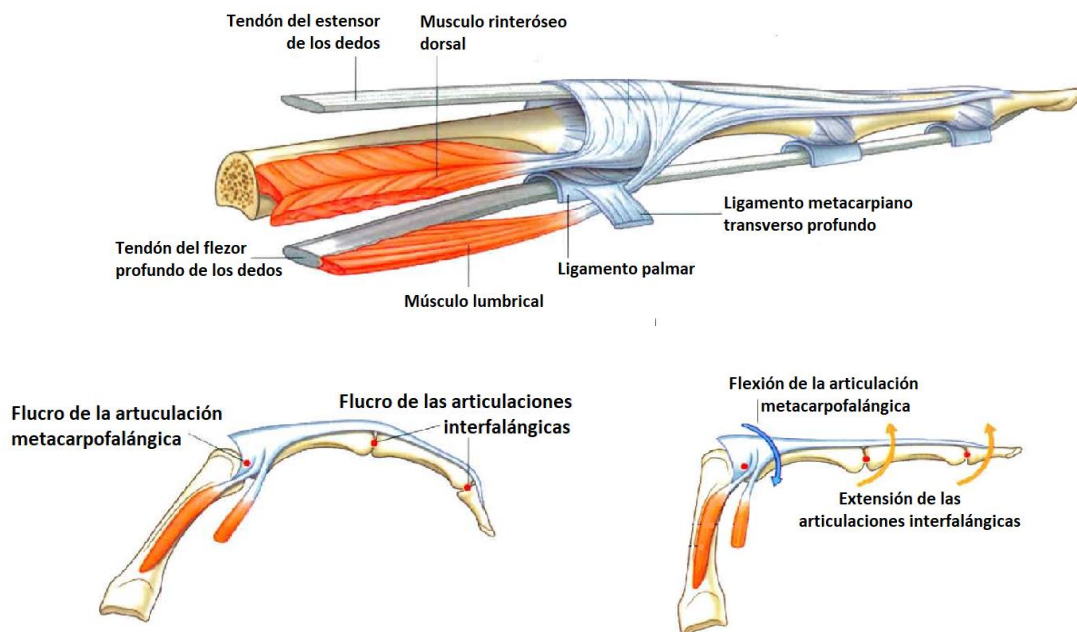


Figura 1.2. Capuchón extensor y su desempeño en los movimientos de flexión de las falanges
Fuente: Adaptado de [7]

Como se puede apreciar en la **Figura 1.2**, los movimientos complejos de los dedos de flexión y extensión se pueden dar gracias a que el tendón flexor se encuentra unido a los músculos lumbricales y al recubrir el tendón extensor. Esto se puede ejemplificar cuando se escribe la letra T, donde se presenta un trazo ascendente en lo cual se tiene a las articulaciones de interfalángicas extendidas y a la articulación metacarpofalángica flexionada [7].

1.1.4. Músculos de la mano

Los movimientos de la mano y la fuerza que esta puede desarrollar dependen de los músculos tanto intrínsecos como extrínsecos de esta. Los músculos intrínsecos se pueden dividir en tres grupos: el primero son los músculos de la eminencia tenar ubicados entre la base del pulgar y la muñeca, permitiendo los movimientos del pulgar, estos son el aductor, flexor corto y el oponente del pulgar como se puede visualizar en la **Figura 1.23**. El segundo son los de la eminencia hipotenar, ubicados entre el dedo meñique y la muñeca, permitiendo los movimientos de este dedo, estos son el abductor, flexor y

oponente del meñique. Finalmente, el tercer grupo contabiliza a los músculos cortos, los cuales se encuentran situados en la parte profunda de la palma de la mano, los interóseos, el palmar corto y los lumbricales [7].

Todos estos músculos descritos se encuentran inervados por el ramo profundo del nervio cubital, excluyendo los tres músculos de la eminencia tenar y los dos lumbricales laterales, estos están inervados por el nervio mediano. Los músculos interóseos están situados entre los metacarpianos insertándose en ellos, específicamente en la falange proximal de cada uno de los dedos y en el capuchón extensor, subdividiéndose en dos grupos: dorsales y palmares.

Los músculos interóseos son los encargados de los movimientos de la abducción y aducción de los dedos y colaboran con los complejos movimientos de extensión y flexión generados en el capuchón extensor.

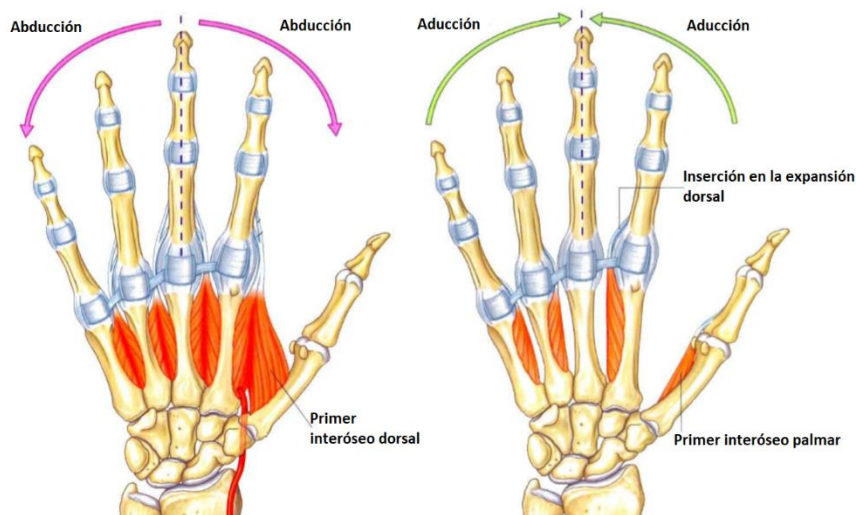


Figura 1.3. Movimientos de la mano en función a los músculos intrínsecos de esta en la vista palmar
Fuente: Adaptado de [7]

1.2. Biomecánica de la mano

La biomecánica se define como la ciencia que se ocupa de las fuerzas y sus efectos, aplicados a sistemas biológicos [9]. Esta también afirma que la construcción de la mano humana es una de las más complejas, pues cuenta con 29 articulaciones, 27 huesos y más de 30 músculos y tendones que trabajan en conjunto para realizar los rangos

de movimiento (ROM) con los que cuenta esta, desarrollando a su vez la generación de la fuerza [10].

En términos cinemáticos, la mano es una cadena cinemática abierta que inicia en la articulación de la muñeca y termina en la de los dedos. Teniendo 21 grados de libertad (DoF) en la palma y dedos, este número se da combinando las dos clases de DoF, la clase IV – 2 DoF y la clase V – 1 DoF. Teniendo como consideración que todo movimiento menor a 5° o 2 mm de desplazamiento lineal, es despreciado por ser tan pequeño [11]. De los grados ya mencionados, los cuatro dedos cuentan con 4 grados de libertad cada uno, mientras que el pulgar cuenta con 5 grados.

1.2.1. Movimientos de los dedos

Los dedos realizan dos tipos de movimientos que se subdividen en dos cada uno, teniendo así los cuatro movimientos de los dedos, aducción, abducción, flexión y extensión. Estos se pueden dar gracias a la articulación metacarpofalángica y a la interfalángica. Como se puede apreciar en la **Figura 1.4** los cuatro dedos pueden desarrollar cuatro grados de libertad con esos cuatro movimientos, teniendo los primeros dos grados en las flexiones interfalángicas, el tercer grado en la flexión en la metacarpofalángica y finalmente el último grado viene de la aducción y abducción. Son los movimientos de flexión y extensión los cuales permiten el desarrollo de la principal función de la mano, el agarre y manipulación de objetos [12].

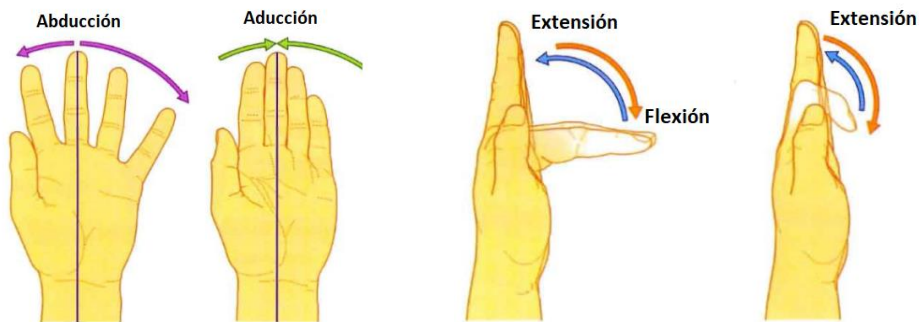


Figura 1.4. Movimientos de los dedos de la mano humana, abducción, aducción, flexión y extensión
Fuente: Adaptado de [7]

Dedo	Movimiento	Articulación	DoF
Índice Medio Anular y Meñique	Flexión – Extensión	Articulación interfalángica proximal (PIP)	1
		Articulación interfalángica distal (DIP)	1
		Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Abducción – Aducción	Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
Pulgar	Flexión – Extensión	Articulación interfalángica proximal (IP)	1
		Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Abducción – Aducción	Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Oposición	Articulación Carpometacarpiana (CMC)	2

Tabla 1.1. Grados de libertad de los dedos
Fuente: Adaptado de [11]

En el caso del pulgar, como se ilustra en la **Figura 1.5**, puede realizar un movimiento más aparte de los otros cuatro ya descritos para los otros cuatro dedos, el de oposición. Es este movimiento el cual le da el quinto grado de libertad al pulgar y es además el movimiento más importante y complejo de la mano humana y es además el cual perfecciona los tipos de agarres que puede tener [13]. Todos los movimientos y grados de libertad ya descritos se resumen en la **Tabla 1.1**, Estos dependen de ciertos músculos tanto intrínsecos como extrínsecos de la mano los cuales se describen a continuación:

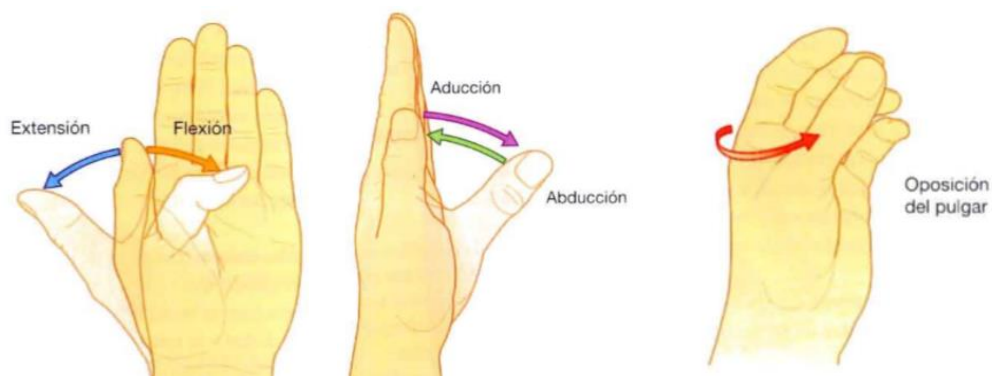


Figura 1.5. Movimientos del pulgar extensión, flexión, abducción, aducción, oposición
Fuente: Adaptado de [7]

- Extensión, del extensor largo, extensor corto y abductor largo del pulgar.
- Flexión, del flexor largo y corto del pulgar.
- Abducción, del abductor largo y corto del pulgar.
- Aducción, aductor del pulgar y primer interóseo dorsal.
- Oposición, este movimiento tiene lugar en la articulación carpometacarpiana donde forma una “copa” con la palma de la mano. Este es un movimiento complejo dado que, a diferencia de los demás movimientos ya presentados, los cuales solo requieren movimientos de las articulaciones carpometacarpianas y metacarpofalángicas, este en un principio se comporta como una abducción y rotación medial del primer metacarpiano para luego comportarse como una flexión de la articulación metacarpofalángica [8].

1.2.2. Ángulos de movilidad de las uniones de las falanges y grados de libertad

Los cuatro dedos, índice, medio, anular y meñique, comparten iguales ángulos de amplitud en la flexión por separado, estos se pueden ver descritos en la **Tabla 1.2**, donde se ejemplifican en función al tipo de movimiento y desde donde se realizan. En contraste con el pulgar, el cual cuenta con el mayor rango de movimientos de todos los dedos.

Dedo	Tipo de Movimiento	Rango Angular	
Índice	Aducción – Abducción	15°	
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Medio	Aducción – Abducción	10°	
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Anular	Aducción – Abducción	26°	
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Meñique	Aducción – Abducción	35°	
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Pulgar	Flexión – Extensión	80°	
	Aducción – Abducción	35° – 40°	
	Oposición	45° - 60°	

Tabla 1.2. Ángulos de movimiento respecto al tipo de movimiento y el dedo
Fuente: Elaboración propia basado en [14]

Sin embargo, al realizar el gesto de puño o cerrado de la mano, los ángulos de flexión metacarpofalángica de los cuatro dedos varían ligeramente, estos nuevos valores se pueden encontrar en la Tabla 1.3.

Dedo	Angulo
Índice	100°
Medio	90°
Anular	80°
Meñique	70°

Tabla 1.3. Ángulos de flexión en el gesto de puño
Fuente: Elaboración propia basado en [14]

1.2.3. Tipos de agarre de la mano

Como se puede apreciar en **Figura 1.6**, existen seis principales tipos de agarre y cada uno aporta en diferentes puntos la fuerza necesaria para sostener un objeto en específico con la geometría diferente para cada tipo [15]. Estos movimientos, en la tarea rutinaria normal de recoger y colocar objetos, toman aproximadamente de 172 a 200 grados por segundo y la velocidad de flexión de los dedos es aproximadamente 20 a 775 grados por segundo [16].



Figura 1.6. Tipos de agarres existentes de la mano
Fuente: Adaptada de [17]

- **Agarre palmar**

El dedo índice, medio y el pulgar se retraen juntos hacia la palma envolviendo al objeto, se desarrolla una fuerza en toda el área de contacto, no únicamente en la punta de los dedos.

- **Agarre cilíndrico**

Similar al agarre palmar solo que en este caso se desarrolla para objetos de mayor tamaño donde se requiere mantener la palma más abierta, mayormente los dedos son los que aplican la fuerza.

- **Agarre lateral**

El pulgar se encuentra abducido haciendo presión sobre la falange media del dedo índice. Para realizar esta maniobra se requiere un punto estable, es por ello que en la mayoría de los casos se realiza contra el dedo índice.

- **Agarre esférico**

Cuando las articulaciones interfalángicas distal y proximal se flexionan aproximadamente 30° y el pulgar se encuentra en posición de abducción palmar de tal manera que las fuerzas son producidas entre los dedos y el pulgar.

- **Agarre de punta**

Este agarre depende de la flexión de la articulación interfalángica proximal del pulgar y de la articulación distal del dedo índice. La punta de los dedos son las encargadas de aplicar la fuerza en el objeto a agarrar.

- **Agarre de gancho**

Depende de la flexión de la articulación interfalángica proximal y la extensión de la articulación metacarpofalángica, no requiere del uso del pulgar, dado que para este tipo de agarre la fuerza es producida por la presión de los dedos contra la palma.

1.2.4. Fuerza de los dedos

La fuerza que puede desarrollar cada dedo es una variable ciertamente relativa, pues esta dependerá de muchas variables como; la posición del brazo, la posición de la muñeca, el tipo de fuerza aplicada, las dimensiones del objeto al cual se fue aplicada la fuerza, edad de la persona, longitud de la mano, entre otras. Se tienen diversos estudios donde se miden principalmente dos tipos de fuerza, el de agarre cilíndrico o de gancho y el de toque o pulso. A continuación, se describen tres estudios resaltantes al respecto.

- **Estudio 1:** En el primer estudio, para efectuar la medición de la fuerza (kg) se utilizó el dinamómetro digital mostrado en la **Figura 1.7 A**. ya que este es considerado como uno de los que cuenta con mayor validez y reproducibilidad. La posición para tomar las medidas se visualiza en la **Figura 1.7 B**, donde el hombro se encuentra ligeramente abducido 10°, el codo extendido completamente, el antebrazo y mano en posición neutral. La apertura del dinamómetro se itero con la finalidad de encontrar la posición más adecuada y además encontrar cómo es que esta variable afectaba en los resultados [18]. Finalmente, los valores obtenidos se ejemplifican en las **Tabla 1.4 y Tabla 1.5**.

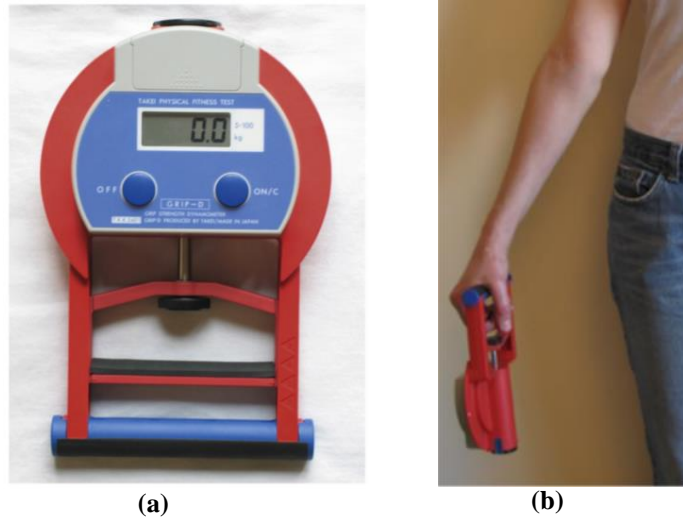


Figura 1.7. (a) Dinamómetro T.K.K. 540 Grip-D. (b) Posición del sujeto durante la realización de las mediciones.

Fuente: Adaptado de [18]

Edad	Lado derecho	Lado Izquierdo
20-30	47.78 ± 6.33	44.28 ± 5.9
31-35	51.31 ± 4.13	46.85 ± 3.97
36-40	50.91 ± 7.39	47.08 ± 7.07
41-50	49.32 ± 8.47	46 ± 7.58
51-60	46.33 ± 4.56	42.53 ± 4.47

Tabla 1.4. Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Hombres

Fuente: Adaptado de [18]

Edad	Lado derecho	Lado Izquierdo
20-30	29.87 ± 3.43	27.68 ± 4.13
31-35	31.94 ± 5.09	30.47 ± 4.5
36-40	30.29 ± 3.68	28.79 ± 3.44
41-50	30.04 ± 5.33	27.85 ± 4.84
51-60	27.96 ± 4.38	25.92 ± 3.37

Tabla 1.5. Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Mujeres

Fuente: Adaptado de [18]

- **Estudio 2:** Dada la creciente tecnología computacional y como las pantallas táctiles, teclados y demás se han incluido en la vida cotidiana tanto personal como laboral de las personas, este estudio buscó conocer la fuerza de la punta del dedo índice y pulgar en la interacción gestual con las pantallas táctiles. Los gestos se categorizaron en siete movimientos: “tap”, “pinch”, “strech”, deslizar hacia abajo, deslizar hacia arriba, deslizar

hacia la derecha, deslizar hacia la izquierda. Se utilizó una Tablet Galaxy Tab 2, Samsung, con una aplicación customizada (Google, Mountain View, Ca) la cual mostraba un botón cuadrado de 6 x 6 cm en el centro de la pantalla táctil en donde se debían de desarrollar los siete movimientos con un número de repeticiones de 11. La Tablet se encontraba montada en una celda de aluminio capaz de medir las cargas tridimensionales aplicadas además de los torques. Se utilizó una matriz de calibración la cual operaba con el transductor, con el apoyo del software MATLAB, para recolectar la data [19]. Finalmente, en la **Tabla 1.6** se recopila la data obtenida de dicho estudio.

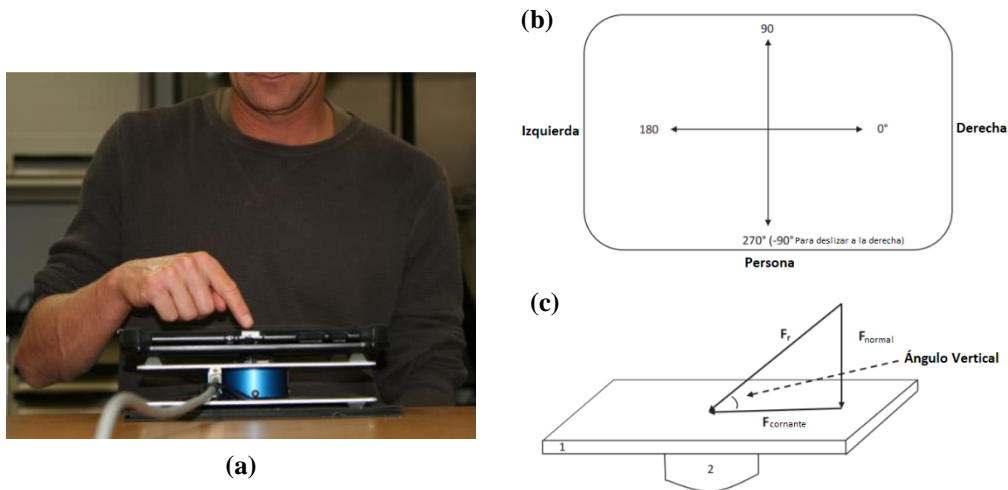


Figura 1.8. (a) Posición del usuario al realizar los movimientos. (b) Vista de planta de la pantalla táctil. (c) Fuerzas admitidas a raíz de los gestos realizados
Fuente: Adaptado de [19]

Tipo de fuerza	Tap	Pinch	Strech	Deslizamiento hacia			
				Abajo	Izquierda	Derecha	Arriba
Fuerza resultante							
Promedio	0.5	1.47	2.05	1.01	1.03	0.79	1.18
Máximo	3.33	3.78	6.70	2.45	3.44	2.35	3.34
Fuerza de corte							
Promedio	0.13	0.27	0.37	0.79	0.78	0.62	0.9
Máximo	0.28	0.62	0.73	1.4	1.5	1.25	1.9

Tabla 1.6. Valores de la Fuerza promedio y máxima en N de los siete gestos ya descritos
Fuente: Adaptado de [19]

- **Estudio 3:** En este estudio además de presentar la fuerza de agarre, se indicó el área de contacto en el agarre cilíndrico, para ello se utilizó una herramienta cilíndrica para medir las fuerzas y el área de contacto y además, como estas dos varían en función al

diámetro del cilindro, tal como se visualiza en la **Figura 1.9**. Para ello se midió el área de la mano con la ayuda de fotos y el programa Photoshop. Para medir la fuerza, se colocaron almohadillas previamente calibradas cubiertas de 954 sensores en la superficie de cada cilindro, estos sensores contaban con un área de $5.08 \times 5.08 \text{ mm}^2$. La fuerza normal se calculó por la suma de todas las fuerzas normales (presión normal \times área del sensor) aplicadas en todos los sensores que se activaron a lo largo de la almohadilla. El área de contacto se estimó a través de la multiplicación del tamaño del sensor y el número de sensores que registraron presión [20]. Finalmente, los resultados remarcables para el presente estudio se muestran en la **Figura 1.10**.

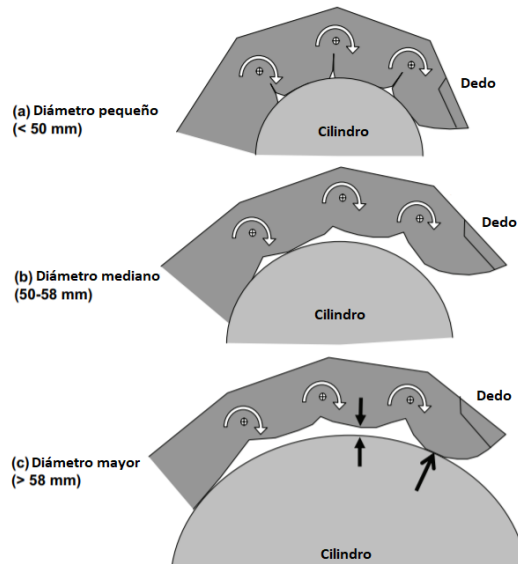


Figura 1.9. Variación del área de contacto en función al incremento del diámetro del cilindro
Fuente: Adaptado de [20]

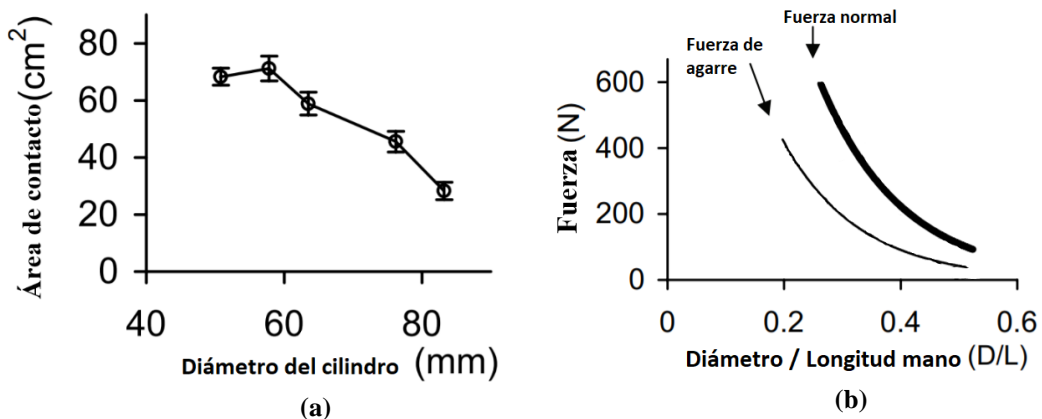


Figura 1.10. Gráficas comparativas de resultados. (a) Área de contacto vs Diámetro del cilindro. (b) Fuerza vs Diámetro/Longitud de la mano
Fuente: Adaptado de [20]

1.2.5. Medidas antropométricas de la mano

La antropometría o cineantropometría se define como “el estudio del tamaño, proporción, maduración, forma y composición corporal, y funciones generales del organismo, con el objetivo de describir las características físicas, evaluar y monitorizar el crecimiento, nutrición y los efectos de la actividad física” [21]. En la ergonomía, las medidas antropométricas cumplen un rol fundamental, pues para diseñar cualquier artilugio se deben considerar las diferencias entre las características del cuerpo humano del sector a aplicar. En el caso específico de las medidas de las manos, estas varían dependiendo de la edad, el género y hasta su rubro laboral.

A continuación, en las Tabla 1.7 y Tabla 1.8 se describe un estudio realizado sobre las medidas antropométricas de las falanges de un país similar al Perú, este cuenta con una muestra de 1196 personas Chilenas [22].

Dedo	Falange proximal	Falange medio	Falange distal
Índice	43 ± 12	27 ± 6	22 ± 3
Medio	47 ± 13	31 ± 6	23 ± 4
Anular	43 ± 13	34 ± 7	26 ± 4
Meñique	40 ± 17	26 ± 6	23 ± 4
Pulgar	36 ± 6	-	28 ± 4

Tabla 1.7. Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de mujeres entre 20 a 50 años
Fuente: Elaboración propia a partir de [22]

Dedo	Falange proximal	Falange medio	Falange distal
Índice	49 ± 12	31 ± 7	24 ± 4
Medio	54 ± 14	36 ± 8	26 ± 4
Anular	44 ± 12	30 ± 7	23 ± 3
Meñique	35 ± 10	22 ± 5	20 ± 3
Pulgar	41 ± 7	-	32 ± 5

Tabla 1.8. Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de hombres entre 20 a 50 años
Fuente: Elaboración propia a partir de [22]

1.3.Amputación

La amputación es sinónimo de pérdida de un miembro o extremidad, esta puede ser superior o inferior, la cual puede tener diversas causas, las cuales pueden estar englobadas en tres principales: lesión accidental, heridas graves producto de un accidente en las cuales el miembro no puede ser salvado o consecuencia de intentos fallidos; enfermedad congénita, tumores cancerígenos en los huesos, problemas de circulación sanguínea, deformidades congénitas, cáncer avanzado, gangrena, diabetes; operación quirúrgica.

Estudios epidemiológicos manifiestan que del 68 al 78 % del total de las amputaciones traumáticas de la extremidad superior, alrededor del 90% de los casos son de amputaciones parciales de la mano [23]. Asimismo, se estimó que para el presente año se tendría una cifra de aproximadamente 2,2 millones de personas con dicha condición únicamente en Estados Unidos [24].

La amputación parcial de la mano trae consigo diferentes alteraciones tanto a nivel fisiológico, funcional como psicológico, empobreciendo el desempeño corporal del paciente. Asimismo, la inminente pérdida de la capacidad laboral y con ello una carga económica directa e indirecta tanto al paciente como a la sociedad [25]. El presente trabajo contempla el estudio para amputaciones transfalángicas del miembro superior.

1.3.1. Niveles de amputación del miembro superior

Las amputaciones se subdividen en niveles dependiendo desde qué articulación ha sido retirado el miembro, haciendo un enfoque a la extremidad superior se tienen doce niveles esquematizados en la **Figura 1.11** teniendo como último nivel la amputación parcial de la mano la cual casi siempre es de origen traumático y como consecuencia de un accidente en el trabajo. Al momento de realizarse la amputación, siempre se trata en la medida de lo posible de rescatar la mayor cantidad de estructura ósea y muscular, esto también considerando la posibilidad del uso futuro de una prótesis.

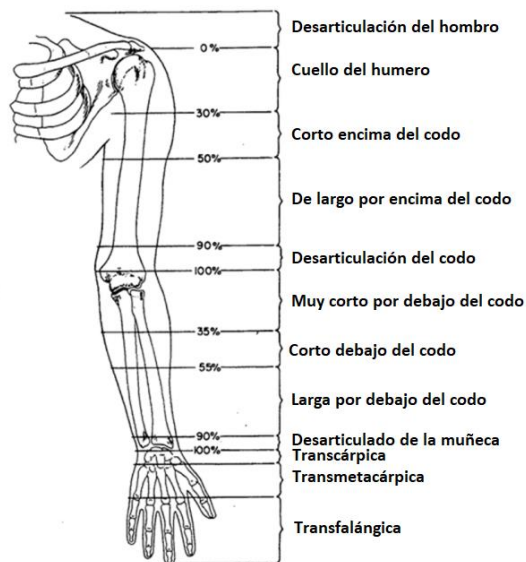


Figura 1.11. Niveles de amputación del miembro superior
Fuente: Adaptado de [26]

Dentro de la amputación parcial de la mano, se encuentran las amputaciones transfalángicas y dentro de estas se consideran tres principales tipos:

- Amputación parcial o total del pulgar
- Amputación parcial o total de los dedos conservando el pulgar
- Amputación parcial o total de todos los dedos

La amputación parcial de los dedos o amputaciones transfalángicas viene a ser la separación de una o más falanges de un mismo dedo o más dedos, pudiendo dejar únicamente al metacarpiano. Como se puede visualizar en la **Figura 1.12**, este tipo de amputaciones varían de paciente en paciente pues el número de falanges extraídas es independiente para cada paciente. Es por ello que el desarrollo de una prótesis para amputaciones transfalángicas debe de realizar el accionamiento de cada dedo de manera independiente y de manera personalizada.

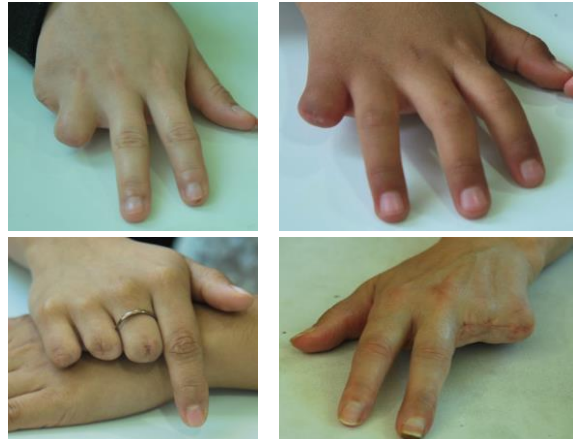


Figura 1.12. Ejemplos de amputaciones transfalángicas
Fuente: Adaptado de [27]

Cabe mencionar que la reincidencia de la amputación parcial de la mano viene a ser tres veces más en hombres que en mujeres y además el riesgo es 4.9 veces mayor en personas zurdas que diestras [28]. Y por otro lado, la amputación incluso de una falange, resulta en una pérdida tanto funcional como psicológica y por ejemplo la pérdida del pulgar representa una repercusión del 40% de la funcionalidad de la mano [16]. En las actividades cotidianas como la fuerza de agarre, escribir, girar una llave, abrir un depósito se verían altamente afectadas y con ello la disminución de la calidad de vida.

1.4. Prótesis

Una prótesis tiene como finalidad la reparación artificial de un órgano o porción de este dado una presente ausencia o pericia. La Organización Mundial de la Salud la define como “Dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente” [29]. Estas permiten a las personas con deficiencias físicas o limitaciones funcionales puedan tener una vida sana, productiva, independiente y digna, que puedan ser incluidas en la educación, mercado de trabajo y vida social. Sin el uso de estas, las personas que cuentan con una deficiencia física notoria, suelen quedar excluidas, aisladas y atrapadas en la pobreza, esto incrementa la carga de morbilidad y discapacidad [30]

La prótesis para amputaciones transfalángicas tienen como finalidad el proporcionar algunas (la mayor cantidad posible) de las funciones perdidas, mas no

reemplazar el miembro faltante, teniendo como principal objetivo mejorar la calidad de vida de los pacientes que han sufrido de alguna amputación.

El desarrollo y fabricación de prótesis parciales de la mano no es algo reciente, por hechos históricos se puede registrar que el primer equipo que se ha categorizado como prótesis de mano se desarrolló en el año 2000 A.C [31]. En el año 1912, el médico inventor Dorrance fabricó el garfio, este lograba abrir y cerrar activamente mediante movimientos de la cintura, ello con la finalidad de lograr que su paciente amputado pudiese retomar sus labores [32]. Ya en la actualidad, se tienen diversos tipos de prótesis, cada uno más sofisticado que el anterior, brindando cada vez más posibilidades y semejanza al miembro perdido. Los países con mayor desarrollo tecnológico en el campo de las prótesis para amputaciones parciales o totales de la mano son Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón [33].

Hasta la actualidad, no se ha logrado inventar una mano protésica que cumpla con los 21 grados de libertad con las que cuenta la mano humana. Las más avanzadas diseñadas en toda América y en Japón han logrado desarrollar prótesis con rangos de 7 a 11 grados de libertad como máximo. En adición, la mayoría de las prótesis comerciales existentes en el mercado únicamente cuentan con 3 grados de libertad como mucho, las cuales únicamente logran completar 4 de los movimientos más comunes [34].

1.4.1. Prótesis pasiva

Las prótesis pasivas o también conocidas como prótesis cosméticas, únicamente reparan la apariencia del miembro perdido, sin proporcionar ningún movimiento activo de sus partes. Estas prótesis buscan emular en la medida de lo posible la apariencia física del miembro perdido, desde textura, colores y medidas. En el proceso de diseño, pueden ser pre posicionadas en posiciones específicas, dándole la posibilidad de sostener objetos muy livianos y aparentar naturalidad, suelen ser ligeras y dependiendo del grado de detalle, más económicas en comparación con las activas [35].

Mayormente están fabricadas con tres principales materiales; PVC rígido, látex o silicona, estos son seleccionados por su principal cualidad maleabilidad y liviano, además de requerir menor mantenimiento.

Dianceht

Empresa mexicana líder en prótesis cosméticas, éstas son realizadas a medida y de manera artesanal, de esta manera imitan en la medida de lo posible la parte del cuerpo perdida como se puede ejemplificar en la **Figura 1.13**. Las prótesis pueden contar con toda la información del usuario como hasta su huella digital. Estas prótesis pueden ser pre-posicionadas en diversas formas dependiendo del requerimiento del usuario [27].



Figura 1.13. Prótesis pasiva del dedo pulgar de la mano derecha. (a) Amputación transfalángica del pulgar sin la prótesis. (b) Prótesis puesta en el pulgar afectado.

Fuente: Adaptado de [27]

1.4.2. Prótesis activa

A diferencia de las ya descritas, las prótesis activas proporcionan cierta movilidad, dependiendo del grado de complejidad y su principio de accionamiento se pueden dividir en dos categorías; de accionamiento mecánico y de fuente externa de energía. Dentro de esta última categoría se encuentran las prótesis eléctricas, mioeléctricas y neumáticas; sin embargo, son estas las que, al demandar de más equipos y piezas para proporcionar su accionamiento, incrementan el peso de la prótesis.

Sabiendo que el peso promedio de la mano, desde la falange distal hasta la muñeca, es aproximadamente 400 gramos [16], se desarrollaron prótesis con pesos similares; sin embargo, estas han sido rechazadas dado que los usuarios las han catalogado como “muy pesadas” [36]. Esto se debe básicamente a que los métodos de fijación entre la prótesis y el usuario agravan los efectos del peso. El tener una prótesis muy pesada genera malestar, incomodidad y fatiga en el usuario y consigo su futuro rechazo. En un estudio donde se buscaba hallar qué tan crucial era esta característica en las prótesis, se pudo hallar que en la escala del 0 al 100 donde 0 es “menos importante”, y 100 “lo más importante”, el peso de la prótesis terminó en el número 70 [37].

No se tiene un valor exacto para el peso máximo de una prótesis, pues este depende del tamaño requerido de la prótesis y las capacidades restantes en la mano del usuario. Se puede marcar como límite el peso promedio de la mano ya mencionado anteriormente; no obstante, este a pesar de aproximarse a un número teórico ideal, no termina siéndolo, es así que los investigadores Kay y Rakic marcaron el límite en 370 gramos como máximo [38].

Por otro lado, otro factor importante a considerar en las prótesis activas es la semejanza con los accionamientos de la mano humana, uno de estos es el tiempo de cerrado y apertura de la mano, un estudio sugiere que el tiempo recomendable es aproximadamente 0.8 segundos y en movimientos relativamente lentos valores de 1.0 a 1.5 segundos es adecuado [39].

1.4.2.1. Prótesis de accionamiento mecánico

Las prótesis de accionamiento mecánico, o también llamado “*body powered*” en inglés, obtienen su señal mecánica del movimiento de un miembro del cuerpo y es por ello que únicamente cumplen funciones básicas de la mano humana, como la apertura y cerrado (flexión y extensión) y en cuestiones de la función principal de la mano, la de agarre, se encuentran limitadas a objetos relativamente grandes y de preferencia no tan pesados, obteniendo ciertos movimientos imprecisos [35].

En el caso del movimiento de los dedos, el principio de accionamiento más usado en las prótesis de accionamiento mecánico se da a través del uso de cables y poleas. Las poleas actúan como punto de apoyo y son ubicadas en las articulaciones, sobre ellas pasa un cable, el cual por uno de sus extremos debe estar fijo a la falange distal, mientras que el otro extremo del cable se encuentra conectado a la salida del sistema de actuación [40]. De esta manera, cuando una carga es aplicada, producto de un movimiento corporal, el cable tensará y jalará la falange distal, teniendo la polea como punto de apoyo, el dedo procederá a realizar una flexión. Cuando la carga es retirada, este vuelve a su posición extendida.

En cuestión de mantenimiento, las prótesis de accionamiento mecánico podrían llegar a ser unas de las más sencillas y económicas, dado que la mayoría de las reparaciones requeridas consisten únicamente en el cambio de los cables y realineación

de los dispositivos terminales. No obstante, su principal desventaja viene a ser la posible presencia de incomodidad por los cables o el movimiento ligeramente restringido, así como el espacio funcional.

Los mecanismos más utilizados en el desarrollo de prótesis mecánicas son 3, estos son descritos a continuación:

- **Mecanismo de cables y poleas:**

Este mecanismo es uno de los más utilizados dado que es uno de los más antiguos en el campo de las prótesis. Los cables buscan reemplazar los tendones y ligamentos mientras que las poleas las articulaciones. Los cables pasan a lo largo de lo que vendrían a ser las falanges (puede ser tanto por el interior como por el exterior), de tal manera que cuando la acción de flexión es realizada, estos se vean tensionados provocando la flexión de las falanges. Estos cables deben ser lo suficientemente resistentes para soportar la fuerza ejercida por la acción de flexión y a su vez a la fatiga. Para que la posición de flexión regrese a su posición estable, la carga debe retirarse; en otras palabras, si fueron accionadas con la flexión de la muñeca, esta debe retirar dicha posición [41].

- **Mecanismo de barras:**

Este mecanismo de transmisión cuenta con piezas rígidas (barras), las cuales se encuentran conectadas en puntos de pivoteo, de esta manera a través de un conjunto de mecanismos de barras se consigue el movimiento de un dedo. Al ser una sola estructura, la flexión se da en las 3 articulaciones al mismo momento, esto hace que las conexiones entre la falange media y distal se encuentren totalmente flexionadas antes que la conexión entre la media y la proximal. En la **Figura 1.14** se puede visualizar el mecanismo de barras más utilizado [42], [43].

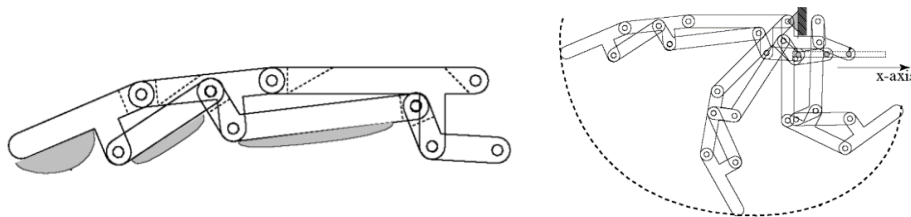


Figura 1.14. Mecanismo de accionamiento de barras
Fuente: Adaptado de [42]

- **Mecanismo de engranajes:**

Este mecanismo es más utilizado en prótesis donde la posición se mantiene fija, pues requieren de mayor fuerza prensora por parte de los dedos. Se tiene un mecanismo articulado por engranajes con una única dirección de avance, una vez movida su posición no retroceden por más que la carga aplicada ya no se encuentre presente. Se requiere de otro mecanismo de alivio, donde el enganche al engranaje (el que provoca la detención) es liberado, regresando las falanges a su posición original.

TITAN Finger

Las prótesis TITAN finger vienen en dos presentaciones, las “full fingers” y las “*partial finger*”, donde su principal diferencia es el número de falanges que proporcionan. Estas están realizadas de acero inoxidable con piezas de titanio. Su principal característica es la cantidad de fuerza que puede resistir dado su principio de operación, dado que para que estos dedos puedan ser flexionados requieren de una fuerza exterior, una vez retirada la fuerza, la posición se mantendrá. Para regresarla a su posición natural (extendida), únicamente se debe jalar el accionador [44], [45]. Son ideales para trabajos donde la posición de los dedos no debe variar, como el operar ciertas maquinarias, como se puede visualizar en la **Figura 1.15 b**.

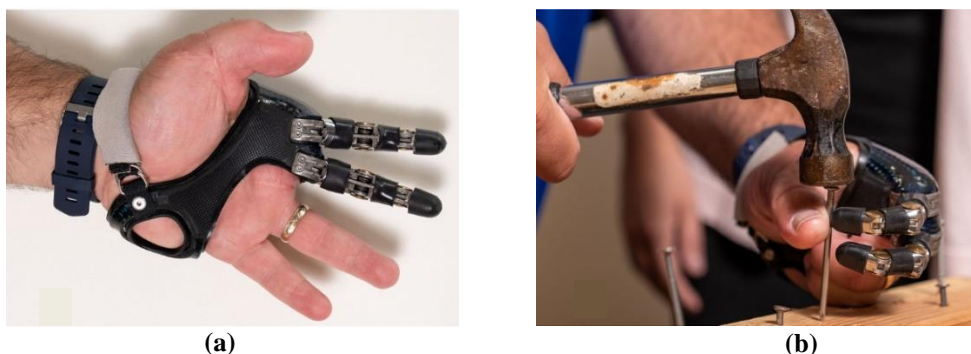


Figura 1.15. (a) TITAN Full Finger vista palmar. (b) TITAN Full Finger flexionados y posicionados para realizar una labor.
Fuente: Adaptado de [44]

K1 hand

El diseñador Evan Kueste en colaboración de 3D Systems desarrolló la prótesis K-1 hand, esta es reconocida por poseer un diseño tanto elegante como antropomórfico, como se puede apreciar en la **Figura 1.16**, el cual canaliza los movimientos de la muñeca

y antebrazo a unos cables que recorren cada dedo accionando su movimiento. Este equipo se encuentra fabricado de un material liviano derivado del PVC y en su diseño a comparación de la M - Finger, todos los cables se encuentran empotrados y protegidos tanto para fines estéticos como para también brindar una mejor experiencia al usuario, dando la opción de usar un guante sobre la prótesis [46].

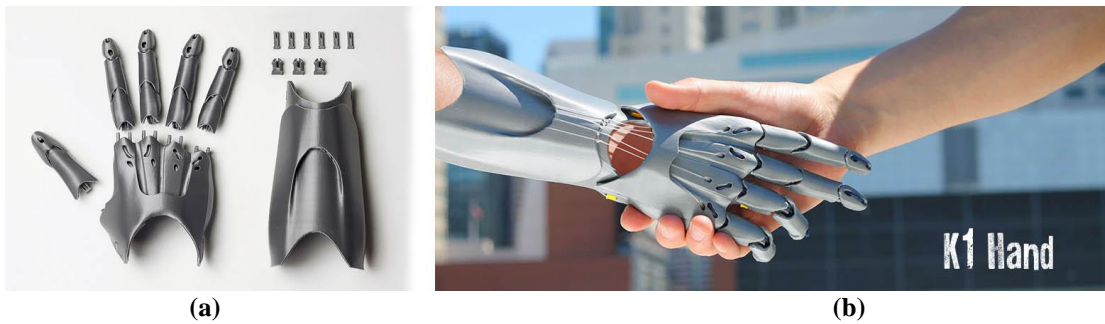


Figura 1.16. Prótesis mecánica K1 Hand (a) Piezas impresas en 3D para armar la prótesis. (b) Vista dorsal en uso de la prótesis haciendo flexión.
Fuente: Adaptado de [46]

M – Fingers

Al igual que las prótesis TITAN, estas presentan dos versiones dependiendo del número de falanges que proporciona, M – Fingers y Partial M – Fingers. Son diseñadas a partir de un molde personalizado se realiza el anclaje a la mano o fracción de falange proximal restante, este es construido a base de fibra de carbono. Cubierto de un material flexible rodea la muñeca, la cual es el punto de apoyo y proporcionado de la fuerza para realizar los movimientos de agarre. La **Figura 1.17** muestra la principal diferencia entre sus dos versiones y en el caso de la **Figura 1.17 b** se entiende que su accionamiento es con cuerdas desde la muñeca [47], [48].



Figura 1.17. M y Partial M Fingers (a) Partial M – Fingers sosteniendo un bloque de madera. (b) M-Fingers incluyendo el pulgar.
Fuente: Adaptado de [47]

X – Tips

Dan Didrick patentó su diseño de prótesis mecánica “X-Finger” este evolucionó hasta el diseño que se puede visualizar en la **Figura 1.18** en la cual únicamente se presenta el modelo de X- Tips. Esta prótesis es adaptable a las necesidades del usuario y hasta puedes seleccionar el color de esta, además tiene la posibilidad de adquirir un cobertor de silicona el cual asemeja una apariencia humana. Está fabricada de acero inoxidable y su accionamiento puede llegar a ser casi tan rápido como el de los dedos humanos, es por ello que los militares británicos y de Estados Unidos son los que más han utilizado estas prótesis [49].

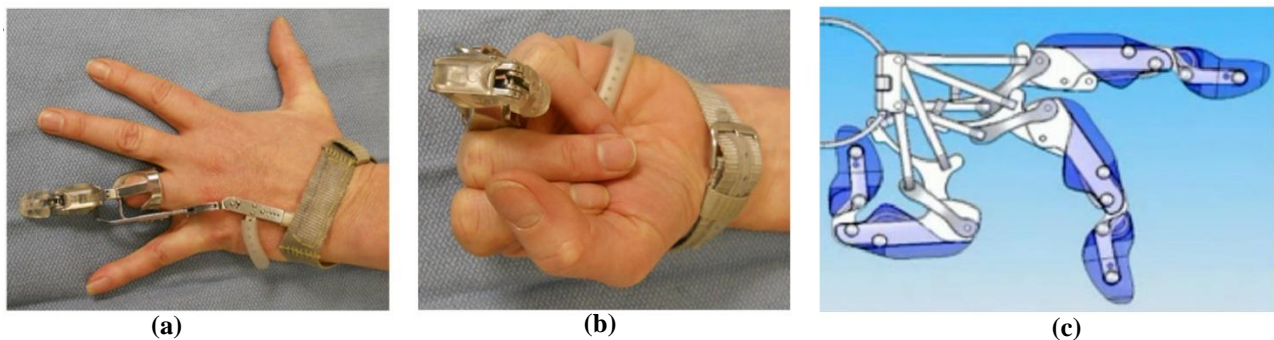


Figura 1.18. X-Tips de Dan Dridrick (a) Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. (b) Flexión de la prótesis. (c) Mecanismo de funcionamiento de la prótesis
Fuente: Adaptado de [49]

Knick Finger

La prótesis más económica, su diseño simple es fabricado con impresión 3D, su accionamiento al igual que K1 hand, es con cable y poleas, tal como se ejemplifica en la **Figura 1.19**. Diseñado por Nick Brookins en el software OpenSCAD, el código cuenta de 1400 líneas y se encuentra disponible en la web thingiverse. Ideal para amputaciones interfalángicas donde se conserva la falange proximal, ya que desde ahí se tiene el cabezal posicionador y es además la flexión de esta falange la que acciona su movimiento. Su principal desventaja es el encaje en la falange distal, ya que este para tener el encaje ideal pasa por un proceso de prueba y error modificando el código [50].

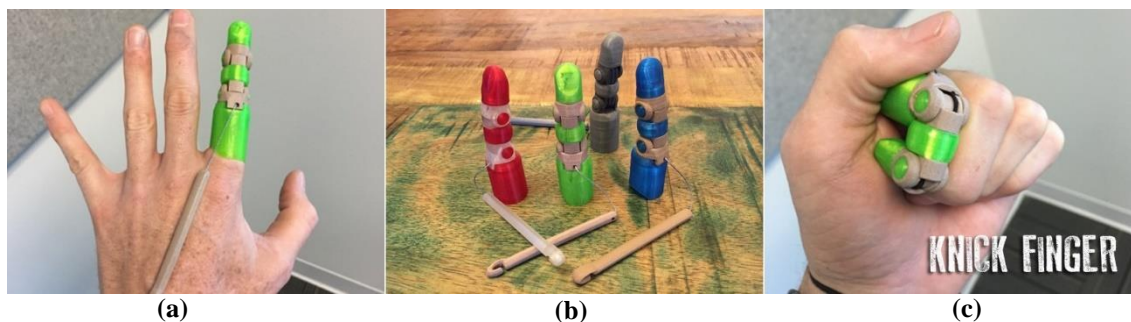


Figura 1.19. Prótesis KNICK FINGER. (a) Vista dorsal. (b) Impresos en 3D en extensión (c) Realizando flexión completa.

Fuente: Adaptado de [50].

Naked Prosthetics

PIP y MCP drivers son los productos diseñados para las amputaciones transfalángicas con los que cuenta esta empresa. La principal diferencia es el nivel de amputación y al igual que el nombre el “driver PIP” viene a ser para amputaciones PIP, de igual manera para el “driver MCP”. Los movimientos de aducción y abducción también son posibles de realizar dado su punto de pivoteo en el dorso de la mano, como se ve en la **Figura 1.20**. La fuerza es obtenida de la combinación de la articulación rígida de acero inoxidable impulsada por la falange restante (la proximal) y la conexión en el dorso de la mano. Es capaz de desarrollar la fuerza de agarre similar a la de un usuario sin amputación. La prótesis cuenta con un material de silicona en lo que vendría a ser la yema de los dedos, mejorando el agarre y evitando el deslizamiento [51], [52].

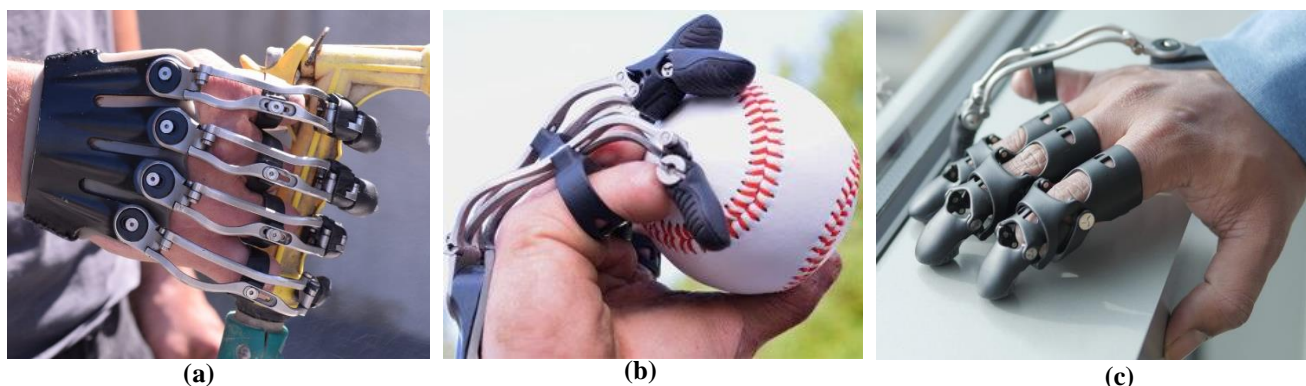


Figura 1.20. Prótesis PIP y MCP de la empresa Naked Prosthetics. (a) Prótesis MCP de los 4 dedos vista dorsal. (b) prótesis MCP de los cuatro dedos en agarre esférico vista lateral. (c) Combinación entre modelo MCP y PIP en vista dorsal

Fuente: Adaptado de [51], [52].

Modelo		Material	Mecanismo de accionamiento	Nivel de amputación
TITAN	Parcial	Acero inoxidable con piezas de titanio	Engranaje (accionamiento externo)	Amputación a nivel proximal (PIP)
	Full			Amputación de las 3 falanges (MCP)
K1 Hand	-	Polímeros de impresión 3D	Cables y poleas	Amputación de las 3 falanges (MCP)
X – Tips	-	Acero inoxidable, polímeros y bandas de algodón	Mecanismo de barras	Amputación a nivel proximal (PIP)
M – Finger	Parcial	Base de fibra de Carbono y materiales flexibles	Cables y poleas	Amputación a nivel proximal (PIP)
	Full			Amputación de las 3 falanges (MCP)
Naked Prosthetics	PIP	Acero Inoxidable, titanio, jebe de silicona y nylon medico 12	Mecanismo de barras	Amputación a nivel proximal (PIP)
	MCP			Amputación de las 3 falanges (MCP)
Knick Finger	-	Polímeros de impresión 3D	Cable	Amputación a nivel proximal (PIP)

Tabla 1.9. Comparativa del estado del arte de las prótesis mecánicas.
Fuente: Elaboración propia.

1.4.2.2. Prótesis eléctricas

A diferencia de las prótesis mecánicas, estas necesitan del uso de una fuente de energía externa, en su mayoría baterías recargables, pues su principio de funcionamiento se basa en el uso de motores eléctricos, los cuales pueden ser controlados por medio de servo-controladores. El accionado de la apertura y cierre de los dedos, es dado a través de señales obtenidas de sensores, esto hace que la mayoría de prótesis eléctricas posean la capacidad de agarre prensil elevado [16], [53].

Si bien son de manejo sencillo, rápido accionamiento y más eficientes, tienen como principal desventaja el tiempo de vida de las baterías, pues a mayor tiempo mayor peso y costo, además de los finos sensores requeridos los cuales tienen un alto costo de mantenimiento. Tienden a ser frágiles y no deben de ser expuestos a ambientes hostiles.

VINCENT PARTIAL 3 ACTIVE

Desarrollada por Vincent Systems, Vincent Partial 3 Active son prótesis para dedos, donde el usuario puede seleccionar los que necesite. Su fabricación de una combinación de acero inoxidable y una aleación de alta resistencia de magnesio – aluminio, vuelven esta prótesis robusta, pero a la vez ligera. Cada dedo puede ser accionado independientemente dado que cada uno cuenta con su motor independiente. Para su adaptación a prótesis completa, es necesario adquirir aparte la fuente de baterías VINCENT power las cuales se pueden visualizar en la **Figura 1.21**. La cual puede llegar a tener una capacidad hasta de 2580mAh [54].



Figura 1.21. Prótesis eléctrica Vincent Partial Active 3 y su fuente de energía Vincent Power
Fuente: Adaptado de [54]

1.4.2.3. Prótesis mioeléctricas

Parten del principio de las prótesis eléctricas dado que también es accionada por motores eléctricos y demandan de una batería, pero sus señales eléctricas provienen de señales musculares las cuales son obtenidas a través de pequeños electrodos. Estas señales deben ser amplificadas, procesadas y filtradas para obtener un control fino de la prótesis, es por ello que este tipo de prótesis es una de las más usadas en el mercado, pues brindan un mayor grado estético, control fino sobre el accionado de la prótesis y elevado porcentaje de precisión y fuerza [33].

No obstante, al igual que las prótesis eléctricas, tienden a ser muy pesadas, requieren de baterías y su costo es aún más elevado.

ÖSSUR Touch Bionics

Esta empresa desarrolla diversas prótesis con la finalidad de mejorar el estado de vida de las personas que han sufrido alguna lesión o pérdida de algún miembro. En el caso particular de la pérdida transfalángica cuenta con dos modelos de prótesis, i-Digits Access y i-Digits™ Quantum, en la **Figura 1.22** se puede apreciar la diferencia entre estos.

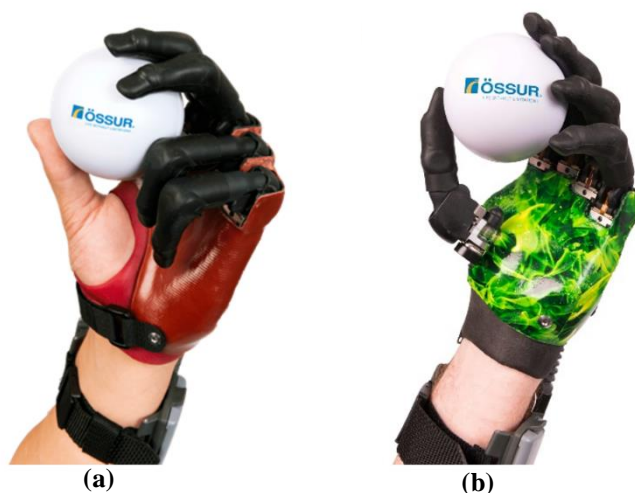


Figura 1.22. Prótesis para amputaciones transfalángicas de ÖSSUR Touch Bionics
(a) i-Digits™ Quantum. (b) i-Digits Access
Fuente: Adaptado de [55], [56].

Esta prótesis se puede adaptar dependiendo de las necesidades del usuario, pudiéndose reemplazar de 1 a 5 dedos. Además, cuenta con hasta 32 tipos de empuñaduras automatizadas, lo cual permite que cada dedo se mueva de manera independiente y a su vez funcione en conjunto con los demás dedos restantes. Finalmente, cuenta con una función de aumento de velocidad hasta en un 30% [55], [56].

1.4.2.4. Prótesis neumáticas

Su principio de accionamiento, al igual que su nombre, es neumático, haciendo uso de un fluido, comúnmente aire o dióxido carbónico (CO₂), comprimido el cual es obtenido a través de un compresor. Su principal cualidad es la fuerza y rapidez con la cual puede desarrollar los movimientos, su peso a comparación con las eléctricas o mioeléctricas es mucho menor.

Tiene como desventaja su alto costo en el mercado y alto costo de mantenimiento, pues sus componentes que implementan el control y funcionamiento deben ser muy sofisticados [57].

1.4.3. Costos de las prótesis mecánicas en Perú

En el Perú las prótesis mecánicas se pueden conseguir en ortopedias especializadas como OSF ortopedias Santa Fe o ciertas empresas dedicadas a realizarlas como por ejemplo Pixed Corp. o Prótesis Humanas Perú. En la **Tabla 1.10**, se puede ver una comparativa de los costos aproximados para las prótesis mecánicas en el Perú por un estudio realizado por un Tesista en el 2018.

Ortopedia	Tipo de prótesis	Nivel de amputación	Costo
DESERET E.I.R.L.	Mano mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/ 5,000 (El encaje protésico es aparte)
Virgen del Carmen	Mano mecánica y Tipo Gancho	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/3,800 (El encaje protésico es aparte)
Ortopedia FG. Moderna E.I.R.L.	Mano mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/. 13000 (incluye encaje protésico)

Tabla 1.10. Costos prótesis activas Perú
Fuente: Adaptado de [6]

1.5. Materiales más usados en prótesis

Como se vio en la **Tabla 1.9**, los materiales utilizados en las prótesis varían de una en otra, manteniendo tres criterios: comodidad, durabilidad y replicabilidad (económico). En función a ello se puede clasificar los materiales más usados en 5 categorías, los cuales se describirán a continuación. Además, se pueden ver en las **Figura 1.23**, **Figura 1.24** y **Figura 1.25** la comparativa de las propiedades mecánicas extraídas de [58] de los materiales mencionados.

- **Laminado de plásticos:**

Este tipo de laminado en específico se utiliza para brindarle ciertas propiedades mecánicas a ciertos textiles, con la finalidad de mejorar su funcionalidad y reducir costos. Los tipos más usados son el acrílico, epoxi y poliéster. Las propiedades mecánicas incrementadas son la resistencia a corte y tracción, rigidez y tenacidad. Este proceso se

puede controlar, por lo que en una misma pieza se pueden tener secciones con mayor grosor de laminado y otras no. Pudiendo de esta manera controlar también el peso de la prótesis. Su desventaja es que suele ser un proceso manual, además de que una vez realizado el laminado, este no puede modificar su forma [59].

- **Materiales termoplásticos:**

Estos materiales suelen venir en láminas las cuales son muy usadas en este campo por su practicidad en la realización de conexiones y componentes estructurales de la prótesis. Dentro de estos se tienen dos principales tipos, el polipropileno (PP) y el polietileno (PE); donde el PP es un material con una alta rigidez es por ello que suele utilizarse en la fabricación de los soportes de las conexiones, mientras que el PE es un material con una densidad relativamente baja, lo cual hace que el peso de la prótesis sea menor, es por ello que es usado para la elaboración de las conexiones. Su principal ventaja y a la vez desventaja es su propiedad termo-activa pues en contacto con altas temperaturas puede cambiar su forma, facilitando los ajustes personalizables; pero también privándolo de la cercanía de las altas temperaturas para deformaciones no deseadas [60].

- **Materiales blandos:**

Los materiales blandos o también conocidos como siliconas son los más usados como material de relleno y también en la fabricación de prótesis pasivas. En las prótesis activas son muy utilizadas como material de separación entre la prótesis y el miembro, ofreciendo un relleno o sello en las zonas donde existe alto índice de rozamiento, lo cual termina lacerando la piel del usuario. Otros materiales que actúan de manera similar a la silicona son el uretano y el gel de aceite mineral [61].

- **Metales:**

Como se puede apreciar en la Tabla 1.9, los metales más usados en la fabricación de prótesis son el aluminio, el acero inoxidable y el titanio. A pesar de ser materiales con un alto índice de resistencia, tienden a ser muy pesados. Es por ello que únicamente son usados en pequeñas piezas que necesitan de mayores propiedades mecánicas que otras. Dentro de los metales ya mencionados, el aluminio es la alternativa más ligera más no tan resistente como el acero, mientras que el titanio es tanto resistente como ligero; sin embargo, su precio es elevado [60].

- **Aleaciones y materiales compuestos:**

Las aleaciones metálicas más usadas se encuentran hechas a base de hierro, cobalto y titanio. Los elementos presentes en las aleaciones se encuentran disueltos como soluciones sólidas, estas tienen la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas. Las principales propiedades que se mejoran son la resistencia a la corrosión, tracción y compresión [62].

Las aleaciones a base de titanio, la Ti-6Al-4V es la más utilizada dado su buen balance entre sus propiedades mecánicas, su resistencia a la corrosión, su alto desempeño a altas temperaturas y su bajo costo de manufactura. Además, cuenta con un mayor límite a la fatiga bajo situaciones de corrosión en comparación con los aceros inoxidable o el titanio puro. Son muy usadas en el campo de la ortopedia, pues el titanio cuenta con una alta biocompatibilidad, desde la interacción entre el material y los tejidos, su degradación resultante de la abrasión y los factores mecánicos [63].

De los materiales compuestos uno de los más usados por sus grandes propiedades es la fibra de carbono, sustancialmente por su alta capacidad de soportar cargas y ser ligero a la vez. Las propiedades de dicho compuesto vienen a ser: su elevada resistencia mecánica, química, alta rigidez, alto módulo elástico, baja densidad, tolerancia a altas temperaturas y bajo coeficiente de expansión térmica. Sus componentes de reforzamiento le permiten tener un alto valor de resistencia a la tensión y compresión específica. Sin embargo, su refuerzo de fibra demanda un proceso de manufactura es relativamente largo además sus materiales termoestables dificultan el proceso de fabricación de piezas [60], [64].

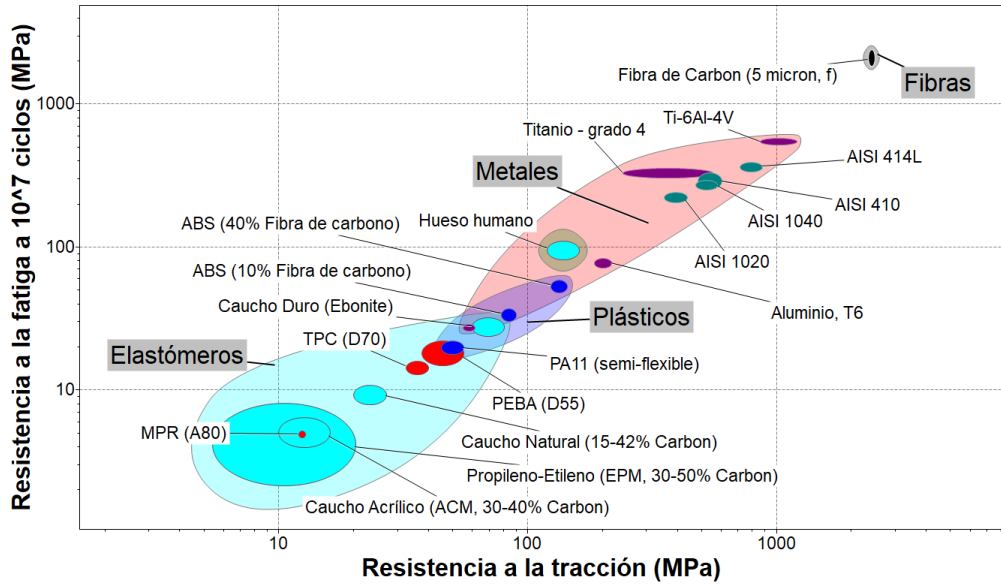


Figura 1.23. Comparación de la resistencia a la tracción y a la fatiga en los materiales
Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

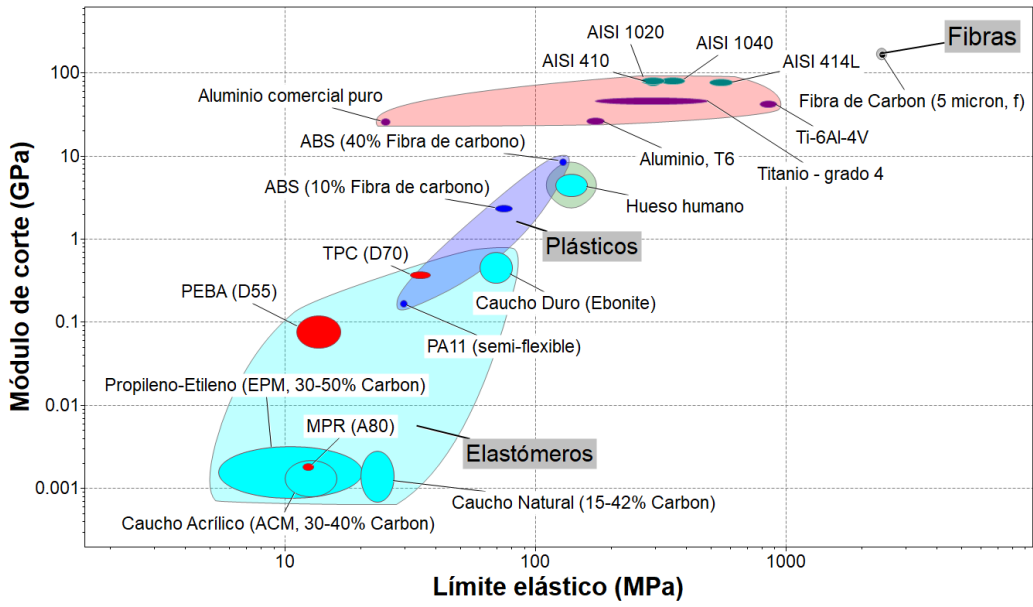


Figura 1.24. Comparación del límite elástico y el módulo de corte en los materiales
Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

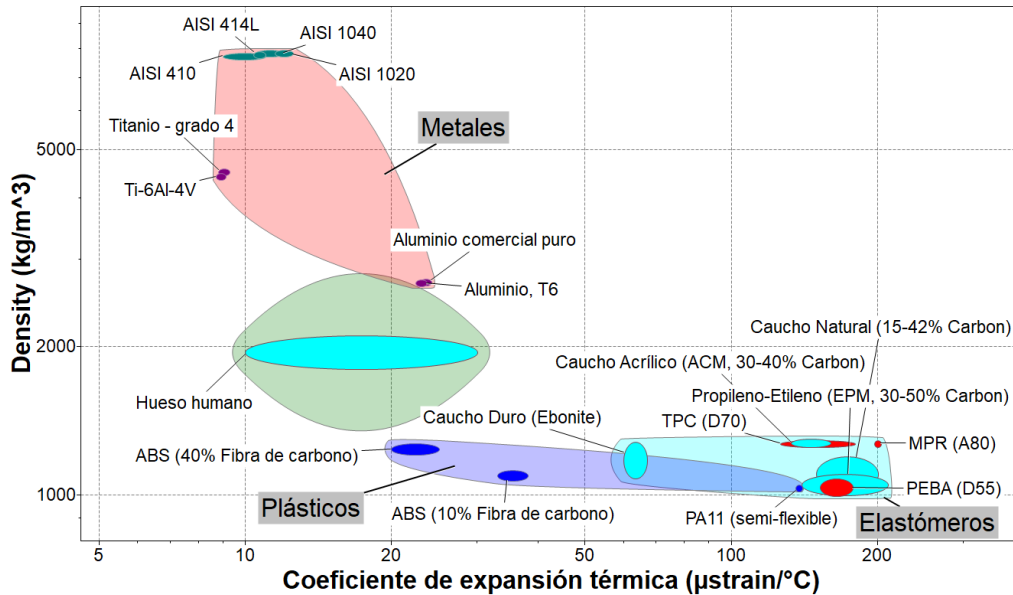


Figura 1.25. Comparación del coeficiente de expansión térmica y a la densidad de los materiales mencionados

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

1.5.1. Polímeros de impresión 3D

Cuando se busca realizar una prótesis de bajo costo y que a su vez cuente con geometrías pequeñas y complejas, la opción de impresión 3D como proceso de manufactura es la ideal. En la actualidad los materiales utilizados para la impresión 3D han ido mejorando y añadiendo tecnología de mejora en sus propiedades mecánicas. Por ello es importante evaluar las diversas variedades de un mismo material; por ejemplo, el ABS puede contener filamento de vidrio o de carbono en su composición y dependiendo del porcentaje de contenido de estos filamentos sus propiedades pueden mejorar drásticamente en comparación del ABS genérico. En la **Figura 1.26** se puede ver como para el caso del ABS para molde de inyección su resistencia a la fractura se encuentra alrededor de 2 MPa mientras que el ABS con 40% de fibra de vidrio posee una resistencia de hasta 5 MPa. Si bien sus propiedades mecánicas pueden aumentar brindándole mejoras en términos de resistencia, es importante considerar el incremento de la densidad, lo cual se muestra en la **Figura 1.27**, pues a mayor densidad el peso de la prótesis se ve incrementado.

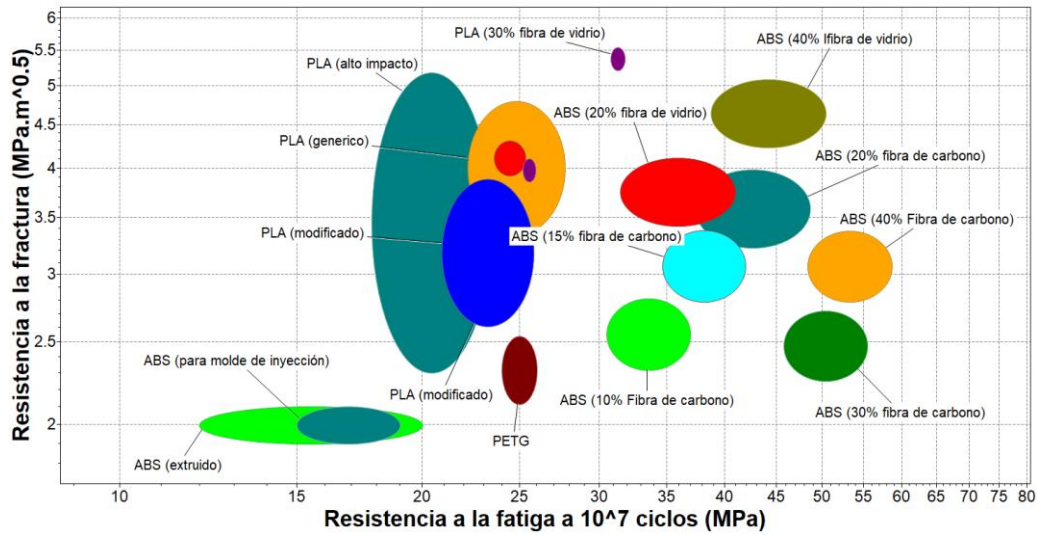


Figura 1.26. Comparación de la resistencia a la fatiga vs resistencia a la fractura de los polímeros más usados en la impresión 3D

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

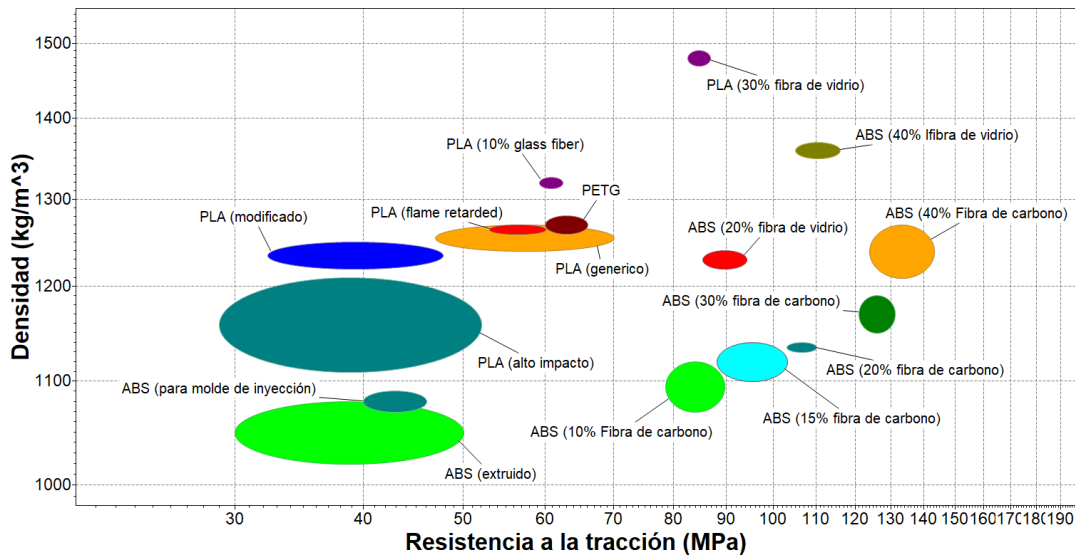


Figura 1.27. Comparación de la resistencia a la tracción vs densidad de los polímeros más usados en la impresión 3D

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

1.6. Análisis cinemático en sistemas de 4 barras

Se analizarán los movimientos de flexión y extensión de las falanges en un plano X-Y, para ello se describieron sus movimientos en un plano trigonométrico teniendo movimientos en solo 3 de los 4 cuadrantes. Visualizando la **Figura 1.28**, se describen como elementos rígidos que cumplen una combinación de movimientos de traslación y

rotación. De ahí se parte para la formulación de las ecuaciones que describen su movimiento en función a la longitud de la falange y el ángulo de flexión.

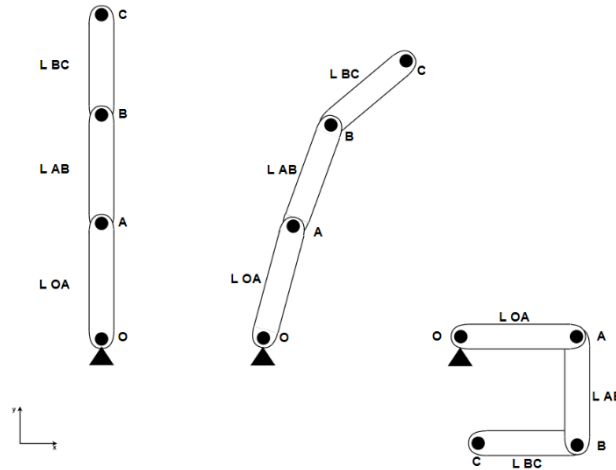


Figura 1.28. Movimiento de las falanges de un dedo en el plano X-Y
Fuente: Elaboración propia

$$V_A = V_O + \omega \times r_{A/O} \quad \text{Ec. (1.1)}$$

$$V_B = V_A + \omega \times r_{B/A} \quad \text{Ec. (1.2)}$$

$$V_C = V_B + \omega \times r_{C/B} \quad \text{Ec. (1.3)}$$

$$r = l_x \cos\theta i + l_x \sin\theta j \quad \text{Ec. (1.4)}$$

$$\omega = \frac{\theta \text{ rad}}{t \text{ s}} \quad \text{Ec. (1.5)}$$

Donde:

θ : Ángulo de rotación en grados sexagesimales

V : Velocidad vectorial

ω : Velocidad angular en rad/s

r : Longitud de la falange vectorial

l_x : Longitud de la falange en metros

t : Tiempo de cerrado de la mano en segundos

Para hallar la velocidad angular se usará el valor de 0.8 segundos, ya que este es el tiempo de cerrado de la mano [39]; por otro lado, se entiende que las velocidades están en función al ángulo de rotación θ y de la **Figura 1.28** se puede describir que para cada

unión se tiene diferentes ángulos, entonces se puede describir su movimiento con la siguiente relación:

$$A: 0 \leq \theta \leq 90^\circ \quad \text{Ec. (1.6)}$$

$$B: 0 \leq \theta \leq 180^\circ \quad \text{Ec. (1.7)}$$

$$C: 0 \leq \theta \leq 270^\circ \quad \text{Ec. (1.8)}$$

Para evaluar su comportamiento en los tres ejes, se puede utilizar la notación de Denavit-Hartenberg esta es una metodología para describir el movimiento cinemático de una serie de transformaciones a través de uniones sucesivas de una cadena cinemática. Una cadena cinemática está compuesta por una serie de uniones conectadas entre sí por articulaciones [65]. De aquí, en [66] formulan las siguientes ecuaciones para describir la posición de las falanges en coordenadas cartesianas siendo p_x la coordenada i, p_y la coordenada j y p_z la coordenada k.

$$p_x = L_3 s_{234} + c_1(L_2 c_{23} + L_1 c_2) \quad \text{Ec. (1.9)}$$

$$p_y = L_3 s_1 s_{23} + s_1(L_2 c_{23} + L_1 c_2) \quad \text{Ec. (1.10)}$$

$$p_z = L_3 c_{234} + L_3 s_{23} + L_1 s_2 \quad \text{Ec. (1.11)}$$

Donde:

L_1 : Longitud de la falange proximal en metros

L_2 : Longitud de la falange media en metros

L_3 : Longitud de la falange distal en metros

c_i : $\cos\theta_i$

s_i : $\sin\theta_i$

i : (1,2,3,4) correspondiendo a MCP aducción/abducción, MCP, PIP y DIP

flexión/extensión

c_{ij} : $\cos(\theta_i + \theta_j)$

s_{ij} : $\sin(\theta_i + \theta_j)$

c_{ijk} : $\cos(\theta_i + \theta_j + \theta_k)$

s_{ijk} : $\sin(\theta_i + \theta_j + \theta_k)$

Una vez descrito el comportamiento de las falanges como un sistema y comprender su accionar en función a la rotación en la acción de flexión, se estudiará el sistema de barras descrito en [67]. Donde se tiene como punto de apoyo los puntos de inicio y final del vector r_1 tal como se puede visualizar en la **Figura 1.29**

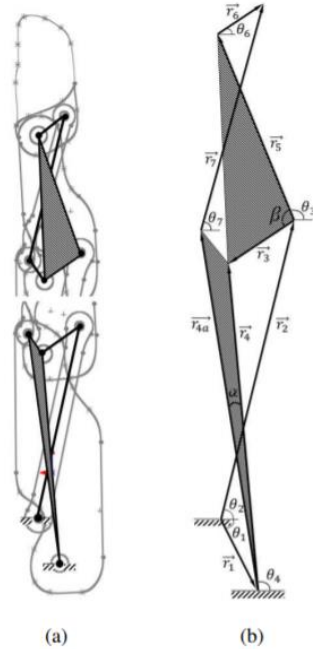


Figura 1.29. Sistema de barras para el movimiento de falanges
Fuente: Adaptado de [67]

$$r_1 \cos \theta_1 + r_4 \cos \theta_4 = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \quad \text{Ec. (1.12)}$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_4 \sin \theta_4 = r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \quad \text{Ec. (1.13)}$$

$$r_1 \cos \theta_1 + r_{4a} \cos \theta_{4a} + r_7 \cos \theta_7 = r_2 \cos \theta_2 + r_5 \cos \theta_5 + r_6 \cos \theta_6 \quad \text{Ec. (1.14)}$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_{4a} \sin \theta_{4a} + r_7 \sin \theta_7 = r_2 \sin \theta_2 + r_5 \sin \theta_5 + r_6 \sin \theta_6 \quad \text{Ec. (1.15)}$$

Donde:

$$\theta_5 = \theta_3 - \beta$$

$$\theta_{4a} = \theta_4 + \alpha$$

α & β : Constantes

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

La presente tesis plantea una metodología de diseño iterativa “*frond-end process*” la cual fue elaborada por Ulrich y Eppinger en su libro “Diseño y desarrollo de productos” [68]. A partir de dicha metodología se elaboró la **Figura 2.1** donde se describe el flujo de actividades a realizar dividido en 3 principales etapas.

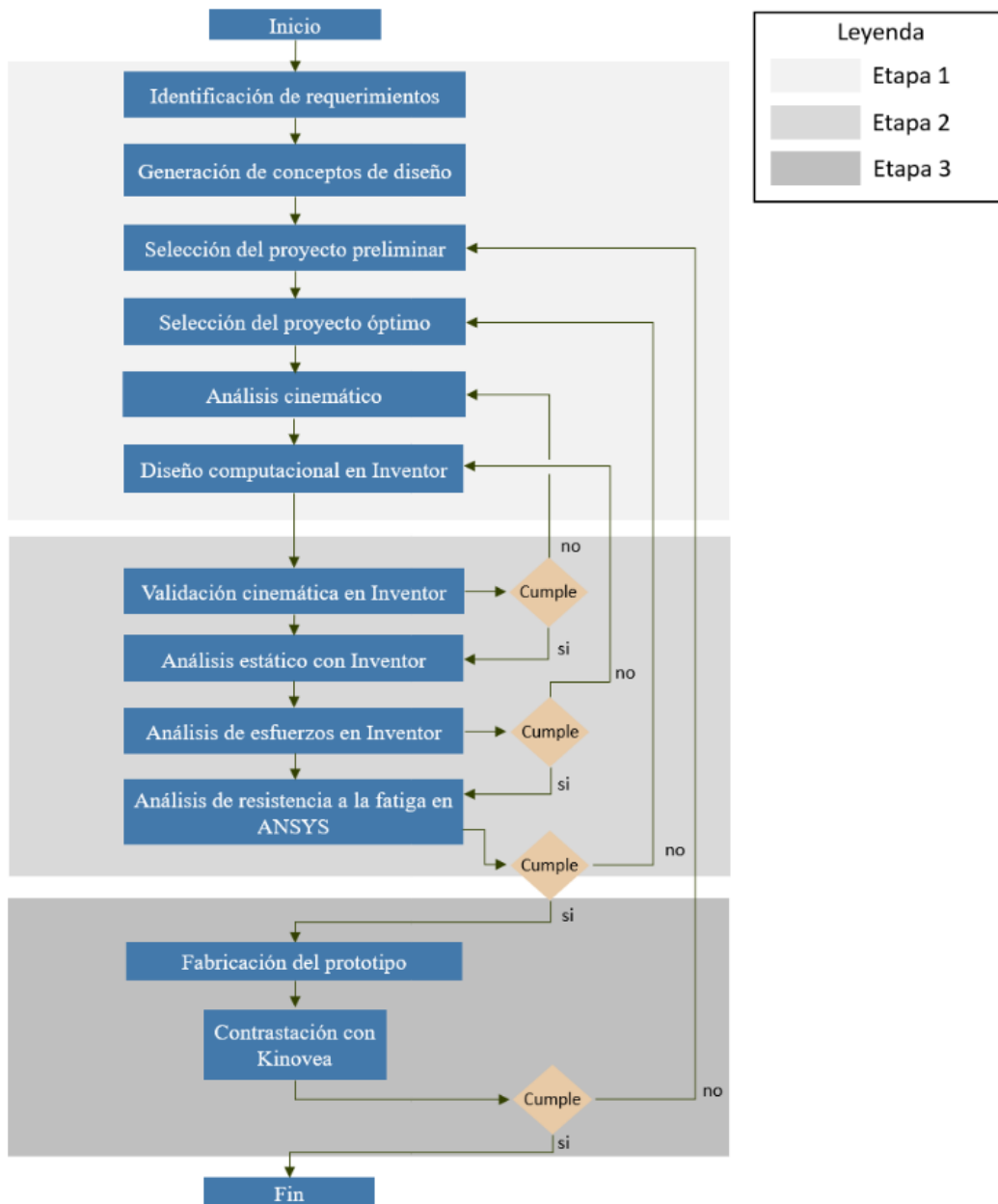


Figura 2.1. Mapa conceptual del proceso metodológico a implementar
Fuente: Elaboración propia basado en [68]

Como primera etapa del proceso se tiene el diseño conceptual de la propuesta, el cual abarca desde la identificación de los requerimientos que debe de cumplir la prótesis, hasta el diseño computacional en el software Inventor. En esta, se evaluarán las alternativas para cada función que debe desarrollar la prótesis, generando combinaciones y junto con ello los conceptos de solución. Luego, a través de un proceso de valoración se definirá el proyecto óptimo, que en concepto cumple todo lo deseado, el cual procederá a ser analizado cinemáticamente para definir las dimensiones del mecanismo y con ello poder finalmente diseñar la prótesis en el software Inventor y poder así pasar a la siguiente etapa.

La segunda etapa comprende la validación computacional, en la que se realizará una validación cinemática del mecanismo y de la prótesis en sí en el software Inventor. Seguido de ello y habiendo corroborado su correcto funcionamiento, se procederá a realizar un análisis estático con la ayuda de Inventor, este análisis permitirá conocer las reacciones en los puntos de apoyo. A continuación, se procederá a realizar un análisis de esfuerzos también en el software Inventor, este punto otorgará una confirmación de los espesores seleccionados en la etapa de diseño. Finalmente, se realizará un análisis de resistencia a la fatiga, puesto que los dedos de la mano están en constante uso y movimiento. Esto alude a la realización de un número elevado de ciclos en corto tiempo, por lo que el diseño y selección de materiales debe tener un valor de resistencia a la fatiga elevado. En caso el valor obtenido de la simulación no sea el adecuado, se regresará a la etapa anterior a realizar los cambios necesarios.

Finalmente, la última etapa abarca la validación experimental, donde primero se procede a fabricar el prototipo de la prótesis, para seguido de ello realizar pruebas de movimiento con el software kinovea, en él se analizarán los rangos angulares de la flexión y extensión. Al igual que en la etapa anterior, en caso los valores obtenidos en contraste con los ideales varíen significativamente o se encuentren fuera de lo deseado; se regresará a la primera etapa a realizar los cambios necesarios. Por el contrario, si los valores obtenidos se encuentran en el rango de lo aceptable, se podrá concluir satisfactoriamente el proyecto de investigación.

2.1. Diseño conceptual

2.1.1. Identificación de requerimientos

La función principal de la prótesis es emular el movimiento de las falanges perdidas y ser capaz de desarrollar las características descritas en el capítulo anterior. De esta manera se planteó la **Tabla 2.1** donde se visualizan los requerimientos planteados y la métrica de los *Outputs*. En su elaboración también se consideró el estudio realizado acerca de las prioridades del usuario sobre las prótesis de miembros superiores [37].

Requerimientos		Valor ideal	Referencia
Ángulo de Flexión Extensión	Desde falange distal	15° - 90°	[14]
	Desde falange media	25° - 90°	[14]
	Desde falange proximal	60° - 90°	[14]
Fuerza de agarre	Hombres	47.24 ± 4.39 kg	[18]
	Mujeres	29.08 ± 3.01 kg	[18]
Longitud falanges	Falange proximal	30 mm	[22]
	Falange media	20 mm	
	Falange distal	25 mm	
Peso		≤ 370 g	[38]
Tiempo de cerrado		0.8 s	[39]

Tabla 2.1. Tabla de requerimientos de la prótesis con los valores ideales
Fuente: Elaboración propia

2.1.2. Generación de conceptos de diseño

La metodología utilizada plantea la abstracción de ideas, empezando por entender que es lo que se desea obtener del artílugio a diseñar. Por lo cual se realizó el ejercicio de la caja negra como se visualiza en la **Figura 2.2**, donde en primera instancia, se desconoce lo que ocurre en su interior (el proceso de funcionamiento) pero se conocen las entradas y salidas. De esta manera, una vez delimitado el diseño, se procede a la segunda parte de la abstracción desarrollada en **Figura 2.3**, donde se desvela la caja negra en pequeñas sub-cajas negras, siendo estas las funciones que debe realizar el artílugio.



Figura 2.2. Entradas y Salidas del sistema de caja negra
Fuente: Elaboración propia

- **Entradas:**

- Energía: Es la energía empleada para poder realizar en este caso la acción de flexión o extensión de las falanges. Esta energía será mecánica y provendrá del movimiento de una articulación del cuerpo.

- **Salidas:**

- Movimiento: Es la acción de flexión o extensión de las falanges faltantes.

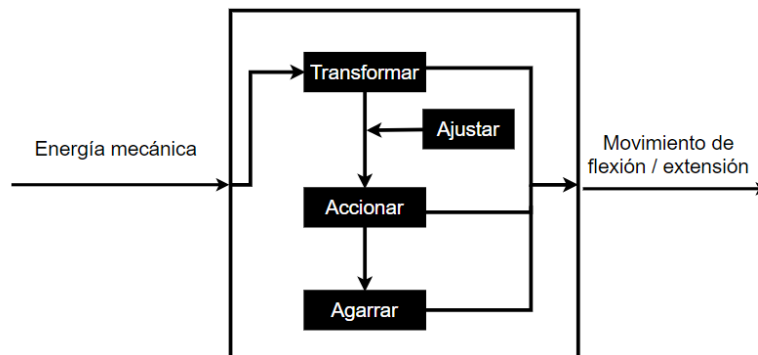


Figura 2.3. Descomposición de la caja negra en las funciones principales
Fuente: Elaboración propia

- **Funciones:**

- Transformar: Transformar la energía mecánica de la flexión de una articulación en energía rotacional de las falanges.
- Accionar: Accionar el movimiento de flexión o extensión de las falanges.
- Ajustar: Tener un ajuste adecuado en el miembro residual del usuario y en la articulación encargada de la realización del movimiento, asegurando una buena realización de las funciones previamente descritas y a su vez, la calidad de experiencia adecuada para el usuario.
- Agarrar: Realizar la función de agarre cilíndrico pudiendo sostener objetos de diversas geometrías y pesos.

Matriz morfológica

La matriz morfológica describe las posibles opciones de conceptos de diseño, en esta se evalúan alternativas para cada una de las funciones ya descritas en el apartado anterior. Se plantearon como máximo tres opciones por función, para después proceder a realizar combinaciones, visualizadas como flechas de colores diferentes. Teniendo como resultado los conceptos de diseño a ser evaluados, con la finalidad de desarrollar los proyectos preliminares.

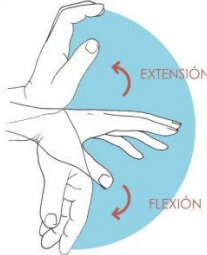
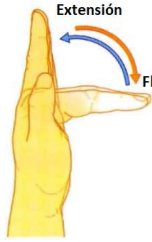

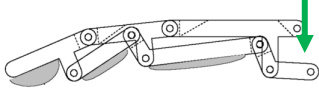






Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Transformar	Flexión de muñeca 	Flexión de falange 	-
Accionar	Cables 	Sistema 4 barras 	Engranajes 
Ajustar	Correas 	Molde <i>Perfect Fit</i> 	Guante 
Agarrar	Siliconas 	-	Polea auto bloqueante 

Tabla 2.2. Matriz morfológica
Fuente: Elaboración propia





CS	Color	Descripción
1		Utiliza la flexión de la muñeca para realizar la flexión de las falanges media y distal, esta energía es transferida a través de cables tensados desde la muñeca hasta el final de la falange distal. Para ajustar la prótesis y desarrollar el movimiento de manera adecuada se tiene un recubrimiento de toda la mano. A su vez para proteger los cables y tener un movimiento suave se tiene una coraza estilo guante. Finalmente, para el buen desarrollo de la función de agarre, se tendrán poleas o engranajes auto bloqueantes en las conexiones cable-falange.
2		Opta por la flexión de la falange restante (proximal), accionando el movimiento también por cables; los cuales, en este caso, también deben de estar fijos desde alguna parte de la mano o muñeca más no dependerán del movimiento de esta. Por el hecho de no requerir el movimiento de la muñeca, no se requerirá una coraza de recubrimiento, dejando así la opción de ajustarla con correas o bandas elásticas. Para la función de agarre, también se propuso las poleas auto bloqueantes.
3		A diferencia del concepto anterior y del primero este propone un sistema de cuatro barras el cual es un arreglo de conexiones diseñadas de tal manera que, al provocar la rotación o traslación de una de ellas, este conducirá al movimiento de las demás, obteniendo así una emulación del movimiento de las falanges. Para ello se puede tener un molde o ajuste "Perfect Fit" el cual, así como su traducción, se ajusta casi perfecto al muñón de la falange proximal. Al no depender de cables, se puede recubrir la prótesis de un material antideslizante como una silicona, mejorando de esta manera el agarre cilíndrico.
4		El ultimo concepto solución únicamente varia del anterior en su sistema de accionamiento, pues este utiliza un conjunto de engranajes como transmisión para el movimiento.

Tabla 2.3. Leyenda de la matriz morfológica
Fuente: Elaboración propia

2.1.3. Selección de proyecto preliminar

Habiendo formulado los conceptos solución de las combinaciones realizadas en la matriz morfológica, se procedió a evaluarlos buscando que cumplan de la mejor manera los criterios descritos en la tabla de requerimientos. Si bien en esta etapa todavía no se contaba con los valores para cada criterio técnico y económico para compararlos con los de la **Tabla 2.1**, se calificó cada concepto haciendo una estimación en función a la opción seleccionada para cada función a realizar.

Esta calificación se colocó en la **Tabla 2.4**, en la cual se describen todos los criterios utilizados en el descarte. Esta se llenó utilizando la rúbrica de evaluación presente en la norma VDI 2225.

N°	Criterios técnicos y económicos	Conceptos Solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Peso	1	3	4	2
2	Función (Flexión y extensión)	3	2	4	1
3	Durabilidad	2	1	4	3
5	Seguridad	4	4	3	3
6	Mantenimiento	4	2	3	1
7	Costo de fabricación	1	3	4	1
8	Tamaño	1	3	4	4
10	Fabricable	4	3	3	1
	Suma total	20	21	29	16
Puntaje de 0 a 4 (escala de valores según VDI 2225) 0= No satisface, 1= Aceptable , 2= Suficiente, 3= Bien, 4= Muy bien					

Tabla 2.4. Criterios de evaluación de los conceptos de solución propuestos

Fuente: Elaboración propia basado en [68].

De la tabla anterior el concepto solución 3 obtuvo el puntaje más alto y por ende este procedió a ser el proyecto preliminar. Cabe mencionar que a partir de este concepto se generaron 3 versiones, tres opciones de proyectos preliminares, los cuales nuevamente pasaron por un criterio de selección el cual se describe y realiza en el siguiente apartado.

2.1.4. Selección de proyecto óptimo

Como primer de proyecto preliminar se tiene un mecanismo donde al flexionar la falange proximal, dos barras tensoras alineadas a los laterales del dedo retendrán el

movimiento de la barra posicionada en el dorso de esta falange, ocasionando su movimiento lineal en dirección al nudillo. Tal como se puede visualizar en la **Figura 2.4**, la barra se encuentra unida a una pieza en forma de “Y” la cual tiene una unión tipo pin con la siguiente falange, la media, obteniendo así con su movimiento traslacional, la rotación de la falange media. El mismo mecanismo se aplica para la falange distal.

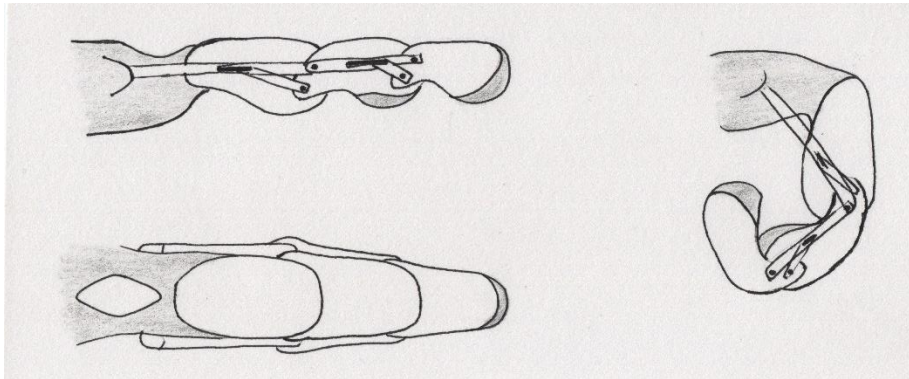


Figura 2.4. Proyecto preliminar 1
Fuente: Elaboración propia

En el segundo proyecto preliminar las barras ya no se encuentran a los laterales sino en el dorso de la mano y el dedo, formando una figura arácnida en su vista de planta. Estas dos barras querrán mantener la posición original y al rotar la falange proximal ocasionarán que la pieza se deslice hacia el nudillo generando el movimiento de la falange media y de igual manera para la falange distal. Tal como se puede visualizar en la **Figura 2.5**, esta pieza se repite para los dos mecanismos.

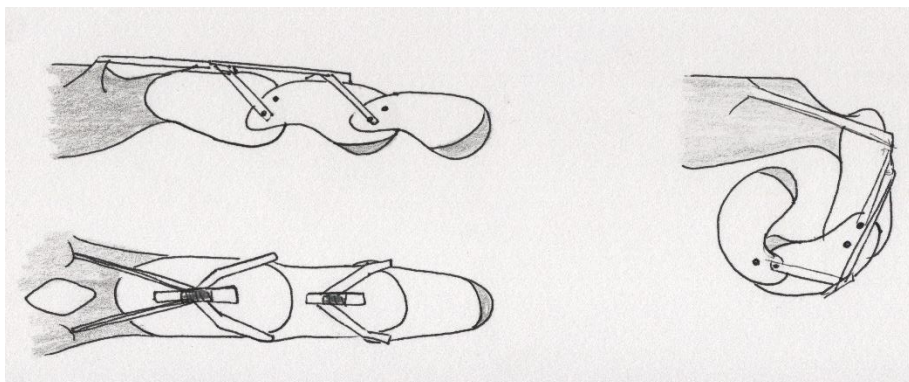


Figura 2.5. Proyecto preliminar 2
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, el tercer proyecto preliminar se asemeja mucho al mecanismo del primer proyecto preliminar; sin embargo, este sostiene la barra “Y” desde un pin sobresaliente para funcionamiento. Como se puede visualizar en la **Figura 2.6**, al flexionar la falange proximal la barra restringirá el movimiento y producirá la rotación de la media, replicándose para la distal.

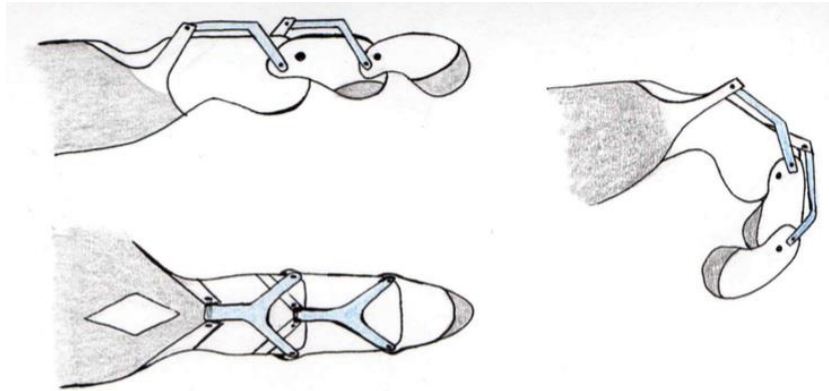


Figura 2.6. Proyecto preliminar 3
Fuente: Elaboración propia

Por último, la geometría de cada falange como el *cast* de la prótesis en cada alternativa se mantendrá relativamente similar como se visualiza en las **Figura 2.7** y **Figura 2.8**, se ha optado por esta geometría ya que llega a asemejarse a la forma de la mano humana, de dañarse una falange, son fáciles de reemplazar mejorando así el mantenimiento de la prótesis y finalmente porque busca mejorar el agarre cilíndrico. Además, la silicona con estructura mallada que recubre el dorso y palma de la mano busca mayor adaptabilidad y comodidad a los distintos tamaños de mano, además de brindar un ajuste adecuado.

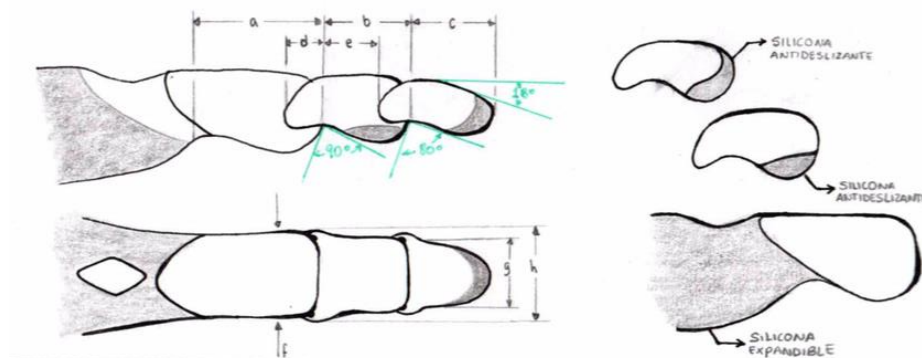


Figura 2.7. Medidas de las falanges prostéticas y especificaciones
Fuente: Elaboración propia

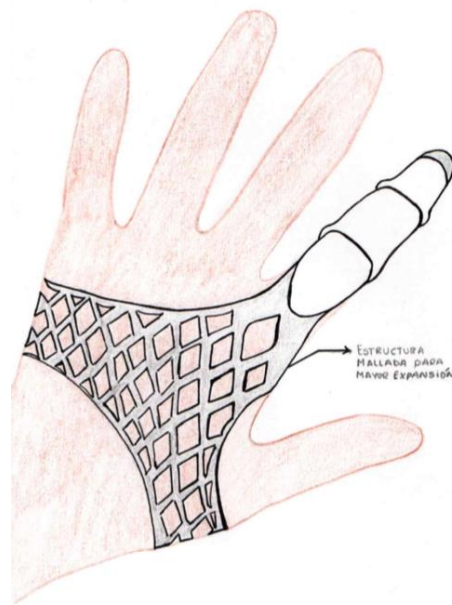


Figura 2.8. Vista completa del dorso de la mano con el guante de la prótesis
Fuente: Elaboración propia

Cabe mencionar que estas propuestas han sido inspiradas de [51].

Una vez definidos las 3 alternativas de proyecto preliminar, se procedió a evaluarlas en una tabla de valoración, para este caso a los criterios presentes en la **Tabla 2.5** presentan pesos según su importancia relativa. El criterio de colocación de los pesos se basó en [37], [68] y este se describe a continuación:

- **Función:** Evalúa la capacidad de realizar los movimientos de flexión, extensión y el de agarre adecuadamente dentro de los rangos presentados en la Tabla 2.1.
- **Costo de fabricación:** Este debe ser un valor por debajo de los que se pueden encontrar en el mercado peruano, no reduciendo la calidad de la prótesis. Se evaluará en menor cantidad de piezas, uso de material y tiempo de manufactura para determinar el de menor costo.
- **Durabilidad:** Se busca que la prótesis sea robusta y duradera, que los materiales y principio de accionamiento pueda desempeñarse adecuadamente en la mayoría de los entornos y para la mayoría de las actividades para las cuales se requiere el uso de las falanges.
- **Confiabilidad:** La confiabilidad se evalúa en la probabilidad de falla, ello ante alguna actividad específica o con el uso. A menor probabilidad de falla mayor el puntaje otorgado.

- Mantenimiento: Que la prótesis no requiera de un mantenimiento continuo o cambio de piezas. Y en el caso de que necesite de este, su elaboración sea sencilla y económica.

N°	Criterios técnicos y económicos	Peso (g)	Proyecto preliminar					
			PP1		PP2		PP3	
			p	pg	p	pg	p	pg
1	Función	19	3	57	4	76	4	76
2	Costo de fabricación	18	3	54	4	72	3	54
3	Durabilidad	18	2	36	4	72	4	72
4	Fabricable	14	2	28	3	42	4	56
5	Mantenimiento	15	2	30	3	45	4	60
7	Confiabilidad	16	2	32	3	48	4	64
	Suma total	100	14	237	21	355	23	382

p: Puntaje de 0 a 4 (escala de valores según VDI 2225)
0= No satisface, 1= Aceptable, 2= Suficiente, 3= Bien, 4= Muy bien
g: Peso ponderado

Tabla 2.5. Criterio de evaluación con pesos y valores de satisfacción
Fuente: Elaboración propia basado en [68].

Finalmente el proyecto preliminar PP3 fue el que obtuvo una mayor valoración en la **Tabla 2.5**, esto se debe a que a diferencia de los otros dos proyectos preliminares, el PP3 tiene un mayor puntaje asignado en el criterio de cuan fabricable es, esto se colocó así pues el número de piezas era menor y en su ensamblaje no requería de menos piezas pequeñas para unir otras como en el caso del PP2 o la necesidad de colocar cables en su mecanismo que son más difíciles de dimensionar como en el caso del PP3. De igual manera en el mantenimiento, al tener menos número de piezas y además no tener pequeñas piezas que para su movimiento deban de tener un riel como el PP1 asegura que no habrá desgaste o posible atascamiento reduciendo la necesidad de un mantenimiento y en caso requerirlo sería mucho más sencillo. Esto también afecta en la confiabilidad, tener menos piezas que no dependan de otras y un mecanismo sencillo aumenta la confiabilidad del producto.

2.1.5. Análisis cinemático

El diseño planteado consta de dos mecanismos de 4 barras, el primero es accionado con el movimiento de la falange anterior y genera el otro de manera

consecutiva. Esto quiere decir que, al rotar la falange proximal, el primer mecanismo de 4 barras se accionará, generando la rotación de la falange media. De igual manera, con la rotación de la falange media, se producirá la rotación de la distal con el segundo mecanismo de 4 barras.

La finalidad de este análisis cinemático es poder dimensionar correctamente los dos mecanismos de cuatro barras cruzadas con el objetivo de cumplir los rangos articulares propuestos. Desde este punto se debe mencionar que únicamente se diseñará y dimensionará para el dedo índice; se optó por el dedo índice pues es el dedo con mayor porcentaje de incidencia y a su vez el más útil. No obstante, el diseño, la metodología y los cálculos realizados, son replicables para cualquiera de los cuatro dedos de la mano.

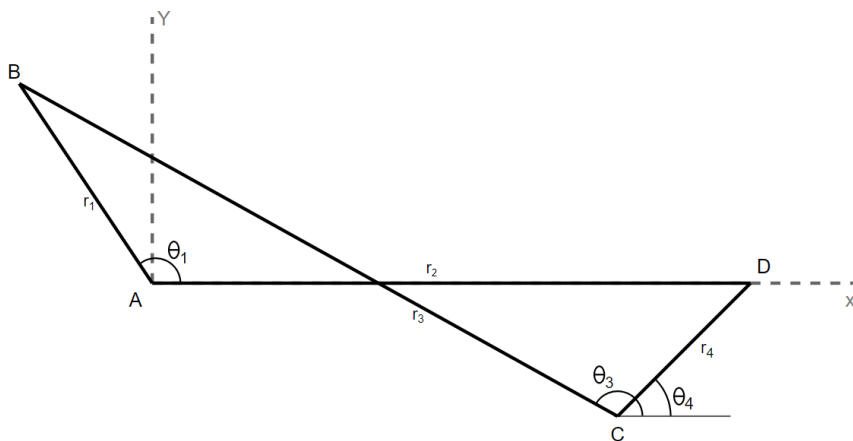


Figura 2.9. Esquematización de sistema de 4 barras cruzado
Fuente: Elaboración propia

El mecanismo de 4 barras cruzadas descrito en la **Figura 2.9** es la primera premisa de ubicación para los puntos “B” y “C”, ya que la distancia r_2 viene a ser la longitud de la falange. Esta primera premisa es aplicable para los dos mecanismos presentes en el diseño de la prótesis, lo cual quiere decir que las ecuaciones que se describirán a continuación aplican para los dos sistemas. La variante que permitirá definir la diferencia dimensional entre ambos sistemas será la distancia r_2 . Además, se debe mencionar que los inputs para poder resolver el sistema de ecuaciones son; el valor de r_2 y de θ_2 . Este último es el rango angular que realizará la falange.

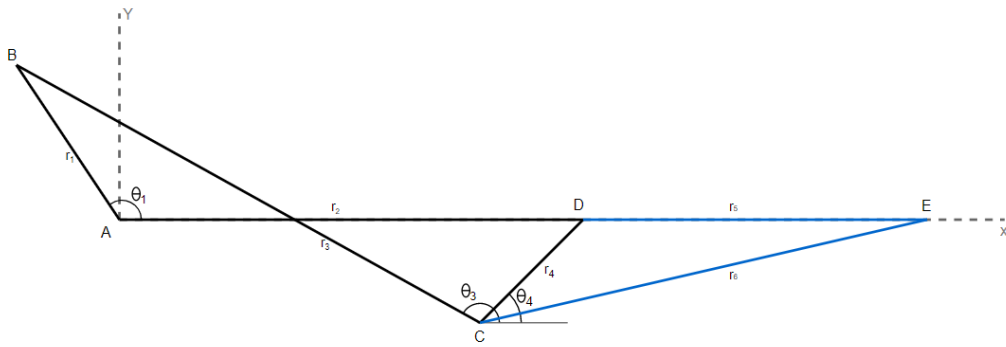


Figura 2.10. Esquemización de sistema de 4 barras cruzado para el movimiento de la siguiente falange
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 2.10** se describe cómo se genera el movimiento de la siguiente falange con el movimiento de la anterior, comprobando el movimiento articular completo. Para este sistema de 4 barras cruzadas se tiene al punto “A” y “B” fijos, al rotar la primera falange, r_2 , el punto “D” se trasladará en función al ángulo θ_2 ; lo cual generará la rotación de la barra r_4 y es justamente esta rotación la cual provocará que la barra r_5 no permanezca alineada con la r_2 , en otras palabras moviendo la falange proximal se tiene el movimiento de la media y el de la media origina el de la distal.

A continuación, se plantean las funciones de tanto los ángulos como las distancias, ello permitirá comprender las demás ecuaciones.

$$\theta_4 = f(c_y; c_x; d_x) \quad \text{Ec. (2.1)}$$

$$\theta'_3 = f(c_y; c_x; b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.2)}$$

$$\theta'_1 = f(b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.3)}$$

$$r_4 = f(c_y; c_x; d_x; d_y) \quad \text{Ec. (2.4)}$$

$$r_1 = f(b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.5)}$$

$$r_3 = f(c_y; c_x; b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.6)}$$

Donde:

- b_x y b_y : Representan las componentes en el eje X – Y del punto B
- c_x y c_y : Representan las componentes en el eje X – Y del punto C

- d_x y d_y : Representan las componentes en el eje $X - Y$ del punto D

Con ello planteado, describirán las ecuaciones para hallar la variación el ángulo θ_4 en función a la rotación de θ_2 . Estas ecuaciones han sido adaptadas de [69], [70], [71], [72].

$$r_2 + r_3 + r_4 - r_1 = 0 \quad \text{Ec. (2.7)}$$

$$r_2 \cos(\theta_{2i}) + r_3 \cos(\theta_{3i}) + r_4 \cos(\theta_{4i}) - r_1 \cos(\theta_1) = 0 \quad \text{Ec. (2.8)}$$

$$r_2 \sen(\theta_{2i}) + r_3 \sen(\theta_{3i}) + r_4 \sen(\theta_{4i}) - r_1 \sen(\theta_1) = 0 \quad \text{Ec. (2.9)}$$

$$r_3 \cos(\theta_{3i}) = r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.10)}$$

$$r_3 \sen(\theta_{3i}) = r_1 \sen(\theta_1) - r_2 \sen(\theta_{2i}) - r_4 \sen(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.11)}$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) = (r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}))^2 \quad \text{Ec. (2.12)}$$

$$r_3^2 \sen^2(\theta_{3i}) = (r_1 \sen(\theta_1) - r_2 \sen(\theta_{2i}) - r_4 \sen(\theta_{4i}))^2 \quad \text{Ec. (2.13)}$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) + r_3^2 \sen^2(\theta_{3i}) = (r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 + (r_1 \sen(\theta_1) - b)^2 \quad \text{Ec. (2.14)}$$

$$a = r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.15)}$$

$$b = r_2 \sen(\theta_{2i}) - r_4 \sen(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.16)}$$

$$a^2 = r_2^2 \cos^2(\theta_{2i}) + 2(r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i})) + r_4^2 \cos^2(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.17)}$$

$$b^2 = r_2^2 \sen^2(\theta_{2i}) + 2(r_2 \sen(\theta_{2i}) r_4 \sen(\theta_{4i})) + r_4^2 \sen^2(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.18)}$$

$$(r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 = r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2ar_1 \cos(\theta_1) + a^2 \quad \text{Ec. (2.19)}$$

$$2ar_1 \cos(\theta_1) = -2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.20)}$$

$$(r_1 \sen(\theta_1) - b)^2 = r_1^2 \sen^2(\theta_1) - 2br_1 \sen(\theta_1) + b^2 \quad \text{Ec. (2.21)}$$

$$2br_1 \sen(\theta_1) = -2r_1 \sen(\theta_1) r_2 \sen(\theta_{2i}) - 2r_1 \sen(\theta_1) r_4 \sen(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.22)}$$

$$\begin{aligned} r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) + r_3^2 \sen^2(\theta_{3i}) &= r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - \\ &2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) + r_2^2 \cos^2(\theta_{2i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) + r_4^2 \cos^2(\theta_{4i}) + \\ &r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2r_1 \sen(\theta_1) r_2 \sen(\theta_{2i}) - 2r_1 \sen(\theta_1) r_4 \sen(\theta_{4i}) + r_2^2 \sen^2(\theta_{2i}) + \end{aligned} \quad \text{Ec. (2.23)}$$

$$2r_2 \operatorname{sen}(\theta_{2i}) r_4 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) + r_4^2 \operatorname{sen}^2(\theta_{4i})$$

$$2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left(\frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} + \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.24)}$$

$$2r_2 \operatorname{sen}(\theta_{2i}) r_4 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left(\frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} - \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.25)}$$

$$2r_2 \operatorname{sen}(\theta_{2i}) r_4 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left(\frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} + \frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.26)}$$

$$2r_2 \operatorname{sen}(\theta_{2i}) r_4 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.27)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) - 2r_1 \operatorname{sen}(\theta_1) r_2 \operatorname{sen}(\theta_{2i}) - 2r_1 \operatorname{sen}(\theta_1) r_4 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.28)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 r_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_{2i}) + \operatorname{sen}(\theta_1) \operatorname{sen}(\theta_{2i})) - 2r_1 r_4 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_{4i}) + \operatorname{sen}(\theta_1) \operatorname{sen}(\theta_{4i})) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.29)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) - 2r_1 r_4 \cos(\theta_{4i} - \theta_1) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.30)}$$

$$\cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2 + 2r_1 r_2 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + 2r_1 r_4 \cos(\theta_{4i} - \theta_1)}{2r_2 r_4} \quad \text{Ec. (2.31)}$$

$$\cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_{4i} - \theta_1) + k_3 \quad \text{Ec. (2.32)}$$

Donde:

$$k_1 = \frac{r_1}{r_4} \quad \text{Ec. (2.33)}$$

$$k_2 = \frac{r_1}{r_2} \quad \text{Ec. (2.34)}$$

$$k_3 = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2}{2r_2 r_4} \quad \text{Ec. (2.35)}$$

$$\cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \operatorname{sen}(\theta_{2i}) \operatorname{sen}(\theta_{4i}) = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) + \operatorname{sen}(\theta_{4i}) \operatorname{sen}(\theta_1) + k_3 \quad \text{Ec. (2.36)}$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 = \cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \operatorname{sen}(\theta_{2i}) \operatorname{sen}(\theta_{4i}) - k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) - k_2 \operatorname{sen}(\theta_{4i}) \operatorname{sen}(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.37)}$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 = \cos(\theta_{4i}) (\cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1)) \quad \text{Ec. (2.38)}$$

$$+\text{sen}(\theta_{4i})(\text{sen}(\theta_{2i}) - k_2 \text{sen}(\theta_1))$$

$$\cos(\theta_{4i}) = \frac{1 - \tan \frac{\theta_{2i}^2}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}^2}{2}} \quad \text{Ec. (2.39)}$$

$$\text{sen}(\theta_{4i}) = \frac{2 \tan \frac{\theta_{4i}}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}^2}{2}} \quad \text{Ec. (2.40)}$$

$$\cos(\theta_{4i}) = 2 \arctan \left(\frac{-B - \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad \text{Ec. (2.41)}$$

Donde:

$$A = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 + \cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.42)}$$

$$B = 2(-\text{sen}(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1)) \quad \text{Ec. (2.43)}$$

$$C = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 - \cos(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.44)}$$

El sistema de ecuaciones descrito anteriormente cuenta con más variables que ecuaciones, por ello es necesario conocer una primera aproximación de los valores iniciales del mecanismo. Con los valores de r_2 y θ_2 conocidos se debe tabular los posibles valores que se pueden obtener para las variaciones angulares variando las posiciones de los puntos “B” y “C” y así obtener la rotación deseada de la falange siguiente. Para ello se han definido las **Ecuaciones 2.15** a la **2.19** en las cuales se describe la posición inicial del mecanismo, en las **Tabla 2.6** y **Tabla 2.7** se tienen los valores que se ingresarán a esas ecuaciones. Este procedimiento será iterativo haciendo uso del programa EES, se ingresan las ecuaciones al programa y se generarán tablas paramétricas variando los puntos “B” y “C” para observar como varía θ_3 y θ_4 . Los valores óptimos se llevarán al software MATLAB donde se evaluará la **Ecuación 2.41** y sus dependientes (**Ecuaciones 2.33, 2.34, 2.34, 2.42, 2.43** y **2.44**), con ella se podrá simular el movimiento completo del sistema de 4 barras cruzadas y comprobar la rotación de la barra r_4 . Es importante mencionar que el signo que lleven las distancias r dependerá de las direcciones asumidas partiendo del origen, estas deben partir en direcciones opuestas (r_1 debe estar en dirección

opuesta a r_2) y coincidir en un punto, para este caso se tomó el punto “B” como punto de coincidencia.

Ecuaciones para hallar los ángulos iniciales:

$$\theta'_{4i} = \arctan\left(\frac{c_y}{|d_x \pm c_x|}\right) \quad \text{Ec. (2.45)}$$

$$\theta_{4i} = 180 - \theta'_{4i} \quad \text{Ec. (2.46)}$$

$$\theta'_1 = \arctan\left(\frac{b_y}{b_x}\right) \quad \text{Ec. (2.47)}$$

$$\theta_1 = 180 - \theta'_1 \quad \text{Ec. (2.48)}$$

$$\theta'_3 = \arctan\left(\frac{b_y - c_y}{c_x - b_x}\right) \quad \text{Ec. (2.49)}$$

$$\theta_3 = 360 - \theta'_3 \quad \text{Ec. (2.50)}$$

En el caso de la **Ecuación 2.45** se tiene un \pm en el denominador pues en el caso de que el punto “C” se encuentre desplazado a la derecha del punto D esta debe de tener como denominador a $c_x - d_x$, mientras que si se encuentra desplazado a la izquierda se tendría $d_x - c_x$. Por otro lado, la **Ecuación 2.45** puede ser utilizada cuando el punto “C” se encuentra desplazado a la izquierda del punto “D”; sin embargo, cuando se encuentre desplazado a la derecha, ese valor se volverá uno prima y deberá utilizarse la **Ecuación 2.46**. En el desarrollo de las tablas paramétricas se tendrá en cuenta el cambio de signo en la **Ecuación 2.45** y a su vez cuando se tabule con los valores para la posición desplazada a la derecha se procederá a utilizar la **Ecuación 2.46**, para así poder conseguir el valor adecuado (este valor debe ser siempre positivo). Por otro lado, los valores descritos para el punto “D” en las **Tabla 2.6** y **Tabla 2.7** se obtuvieron a partir del valor promedio para la longitud de las falanges extraído de la **Tabla 1.7**, mientras que los valores para los puntos “B” y “C” se asumieron a partir de la **Figura 2.9**, dándole valores máximos y mínimos para la posición de estos puntos. La decisión de estos valores máximos y mínimos vienen regidos por el criterio ergonómico y de estructura; en otras palabras, se eligieron valores que sean posibles de fabricar (que no pasen de longitudes menores de 1mm) y que a su vez no aumenten el tamaño del mecanismo más de los 10mm fuera del *cast*, sin perder la forma descrita en la **Figura 2.9**. Finalmente se posicionó el punto “A” en el origen de coordenadas.

Punto A		Punto B		Punto C		Punto D	
x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	0	4	27	-2	30	0
0	0	-1	4	28	-2	30	0
0	0	-2	4	30	-2	30	0
0	0	-3	4	31	-2	30	0
0	0	-4	4	33	-2	30	0
0	0	-5	4	25	-2	30	0
0	0	-6	4	27	-3	30	0
0	0	-7	4	28	-3	30	0
0	0	0	5	30	-3	30	0
0	0	-1	5	31	-3	30	0
0	0	-2	5	33	-3	30	0
0	0	-3	5	25	-3	30	0
0	0	-4	5	27	-4	30	0
0	0	-5	5	28	-4	30	0
0	0	-6	5	30	-4	30	0
0	0	-7	5	31	-4	30	0
0	0	0	6	33	-4	30	0
0	0	-1	6	25	-4	30	0
0	0	-2	6	27	-5	30	0
0	0	-3	6	28	-5	30	0
0	0	-4	6	30	-5	30	0
0	0	-5	6	31	-5	30	0
0	0	-6	6	33	-5	30	0
0	0	-7	6	25	-5	30	0

Tabla 2.6. Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange proximal
Fuente: Elaboración propia

Punto A		Punto B		Punto C		Punto D	
x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	0	4	24	-2	20	0
0	0	-1	4	23	-2	20	0
0	0	-2	4	21	-2	20	0
0	0	-3	4	20	-2	20	0
0	0	-4	4	19	-2	20	0
0	0	-5	4	78	-2	20	0
0	0	-6	4	24	-3	20	0
0	0	-7	4	23	-3	20	0
0	0	0	5	21	-3	20	0
0	0	-1	5	20	-3	20	0
0	0	-2	5	19	-3	20	0
0	0	-3	5	18	-3	20	0
0	0	-4	5	24	-4	20	0
0	0	-5	5	23	-4	20	0
0	0	-6	5	21	-4	20	0
0	0	-7	5	20	-4	20	0
0	0	0	6	19	-4	20	0
0	0	-1	6	18	-4	20	0
0	0	-2	6	24	-5	20	0
0	0	-3	6	23	-5	20	0
0	0	-4	6	21	-5	20	0
0	0	-5	6	20	-5	20	0
0	0	-6	6	19	-5	20	0
0	0	-7	6	18	-5	20	0

Tabla 2.7. Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange media
Fuente: Elaboración propia

2.1.6. Diseño computacional en Inventor

Una vez obtenido el proyecto óptimo y el dimensionado del mecanismo se procedió a diseñar toda la prótesis en el software CAD Inventor, se optó por el uso de este software de modelación ya que se cuenta con la versión estudiantil por parte de la universidad, además que los complementos de renderizado y de análisis son ideales para el desarrollo del diseño a realizar. El diseño iniciará tomando las medidas promedio de las falanges descritas en las **Tabla 1.7** y **Tabla 1.8**, este se aproximará lo más posible al diseño realizado a mano en la **Figura 2.6**, las demás dimensiones que completen el mecanismo serán extraídas del análisis cinemático. Este es el paso final en la etapa de

diseño, ya que con este diseño y el modelo 3D del mecanismo se podrá hacer la validación funcional y seguido de ello su fabricación.

2.2. Validación computacional

Después de haber definido la geometría y el dimensionamiento de la prótesis (estructura de las falanges y mecanismo de operación) y a su vez haber obtenido el diseño CAD en 3D se procederá a validarlo computacionalmente haciendo uso de dos softwares. La primera validación será cinemática y se llevara a cabo en el software Inventor, el segundo análisis será el estático y se apoyara de las herramientas de ensamblaje y proyección de geometrías del software Inventor; finalmente, el último análisis sera el de resistencia a la fatiga el cual se realizará mediante el método de elementos finitos haciendo uso del software ANSYS. Ello permitirá realizar la primera confirmación antes de poder proceder a su prototipado, asegurando computacionalmente su correcto funcionamiento y que tanto la selección de filamento de impresión 3D como la geometría diseñada, se encuentren acorde a dos principales lineamientos; durabilidad y bajo peso.

La primera validación por realizar es la cinemática, esta comprobará los rangos angulares obtenidos por el sistema de 4 barras cruzadas, la trayectoria de movimiento de cada unión y su variación respecto a la rotación de la falange media. Seguido de ello, se realizará un análisis estático (variando cargas y diámetros), este comprobará la capacidad de realizar un agarre cilíndrico tanto en posición horizontal como vertical, comprobando a su vez cuál de estas posiciones es la más crítica; ambas validaciones se realizarán con el apoyo del software Inventor. Finalmente, se busca analizar su resistencia a la fatiga pues al ser una prótesis de dedos de la mano, los cuales se encuentran expuestos a movimientos cíclicos, el desgaste es mucho mayor y el tiempo de vida de una prótesis de mano suele verse reducido por ello.

Tanto para el análisis estático como para el de fatiga, es necesario conocer las propiedades mecánicas del material a utilizar, ya que de estas dependerán los resultados obtenidos. La impresora 3D que se utilizará para el prototipado de la prótesis es la *Creator Pro*, esta tiene la capacidad de imprimir con los materiales descritos en la **Tabla 2.8**, los cuales serán evaluados en el análisis de fatiga y estático para definir con cuál de ellos se trabajará.

	Unidad	ABS	PETG	PLA
Densidad	(g/m ³)	1.07-1.09	1.26-1.28	1.24-1.27
Módulo de Young	(GPa)	1.95-2.05	2.01-2.11	3.30-3.60
Esfuerzo de fluencia (Limite elástico)	(MPa)	32.00-37.00	47.90-52.90	55.00-72.00
Esfuerzo de tensión	(MPa)	40.00-46.00	60.00-66.00	47.00-70.00
Módulo de compresión	(GPa)	1.95-2.05	2.01-2.11	3.30-3.60
Elongación	%	18.60-21.50	102.00-118.00	2.50-6.00
Módulo de corte	(GPa)	0.70-0.73	0.72-0.75	1.20-1.29
Módulo de poisson	-	0.40-0.41	0.40-0.41	0.38-0.40
Dureza Rockwell R	-	90.00-97.00	101.00-111.00	32.00-35.00
ABS: Acrilonitrilo butadieno estireno PETG: Copoliéster de polietileno tereftalato glicol PLA: Ácido poliláctico				

Tabla 2.8. Propiedades filamentos de impresión 3D
Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

2.2.1. Validación cinemática en Inventor

La validación cinemática se llevará a cabo en el software Inventor con el módulo de simulación dinámica. Con este se simulará el movimiento del sistema completo de 4 barras cruzadas obtenido del análisis cinemático previo. Con esta validación se busca conocer el tiempo de flexión y extensión de las falanges como también la trayectoria que realizan. Esto último permitirá conocer, la correcta obtención de los rangos angulares descritos en la **Tabla 2.1** y corroborar el correcto dimensionamiento del mecanismo. Para ello se realizarán curvas de movimiento, velocidad y aceleración. El procedimiento para realizar esta simulación se describe en la **Figura 2.11**, donde se inicia por la creación de barras en 3D para ejemplificar el mecanismo de 4 barras cruzadas, estas tendrán las medidas obtenidas del análisis cinemático y su posición inicial se verá definida con las **Ecuaciones 2.15 a 2.19**. Una vez hecha la validación con el sistema de barras, se procederá a realizarla con el diseño CAD de la prótesis.

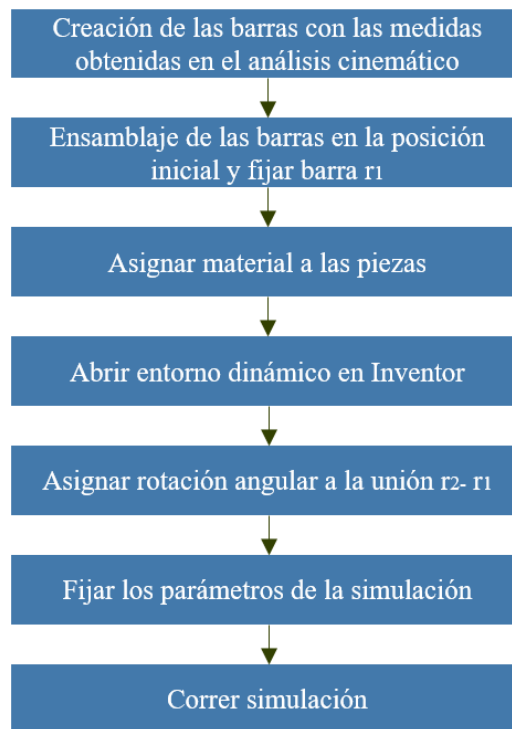


Figura 2.11. Procedimiento para realizar simulación cinemática
Fuente: Elaboración propia

2.2.2. Análisis estático con Inventor

Con la finalidad de delimitar los análisis se realizarán dos casos de estudio siguiendo lo que es el agarre cilíndrico, con este análisis se buscare encontrar las reacciones en los pines. Para ambos casos se variará el diámetro del cilindro, con la finalidad de identificar como esta variación tiene influencia en un incremento o decrecimiento de las reacciones en los pines. Se utilizarán tres variaciones y estas se encuentran descritas en la **Tabla 2.9**, se optó por dichos diámetros pues se consideró que son los diámetros comunes de objetos que se pueden encontrar en casa.

En este análisis se utilizará el sólido generado en el software Inventor y se crearán cilindros con los diámetros expuestos en la **Tabla 2.9**. Se ensamblará la prótesis con una restricción tangencial al cilindro, seguido de ello se creará un plano en la vista de planta (paralelo a la cara superior del cilindro) y con la herramienta de proyección de geometría del software, se proyectará el diámetro mayor del cilindro y los puntos tangenciales a la prótesis. A continuación, se crearán dos líneas de construcción que formarán los cuadrantes de la circunferencia, esto se realizará para poder crear las líneas que parten del origen hacia los puntos tangenciales. Finalmente, se medirá el ángulo formado ente el eje

x formado por la línea de construcción y la línea de tangencia. Este procedimiento se repetirá para los 3 diámetros descritos. Los puntos y ángulos obtenidos reflejan la ubicación e inclinación de las fuerzas de reacción normal en el agarre cilíndrico. Cabe mencionar que se optó por realizar el análisis con dichos diámetros, pues 60 mm es aproximadamente el diámetro más pequeño que se puede sostener con una mano, mientras que 120 mm el más grande.

Diámetro 1	Diámetro 2	Diámetro 3
60	90	120

Tabla 2.9. Diámetros por utilizar en la variación del análisis del agarre cilíndrico
Fuente: Elaboración propia

El paso final para poder culminar el análisis estático viene a ser el análisis en sí, con la vista de planta obtenida se trabajará con dicho plano 2D. Se asumirá direcciones de las reacciones de los apoyos y uniones pin para luego hacer un balance de fuerzas y momentos en los ejes X-Y. A partir de estas ecuaciones se encontrarán las reacciones en los pines.

Caso 1:

Se asumirá un agarre cilíndrico como se muestra en la **Figura 2.12**, donde el objeto a sostener posee un peso de 500 gramos lo cual viene a ser 0,98N distribuidos en cada dedo.

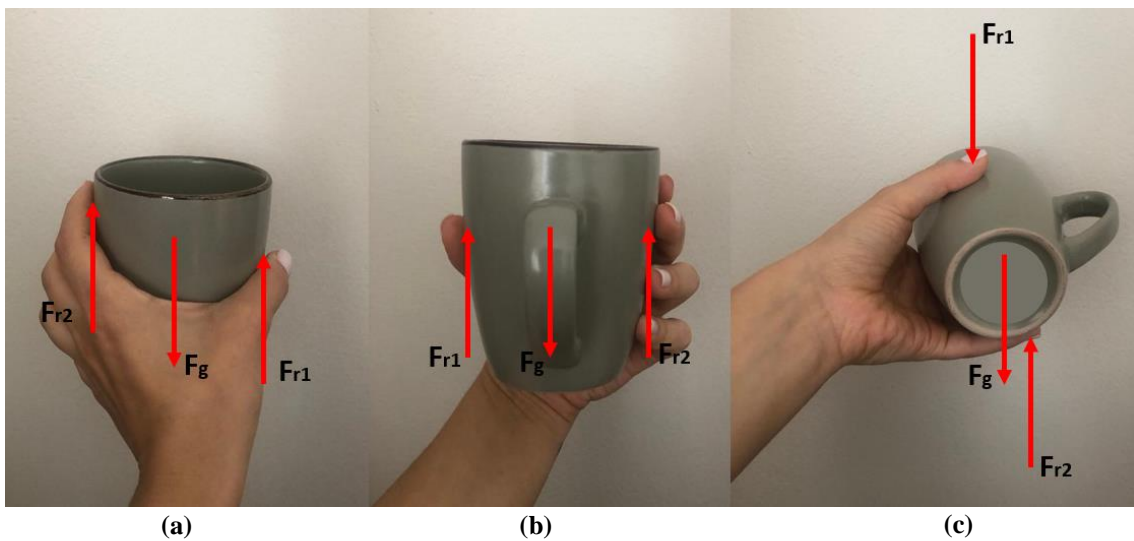


Figura 2.12. DCL de un agarre cilíndrico con los 5 dedos de la mano. (a) Vista dorsal en vertical. (b) Vista palmar en vertical. (c) Vista palmar peso sobre los dedos.

Fuente: Elaboración propia

Caso 2:

En este caso el peso del cilindro se distribuirá únicamente en 2 dedos, como se visualiza en la **Figura 2.13**, el pulgar y en el dedo con prótesis, en este caso el índice. Manteniendo el peso seleccionado de 500 gramos, la fuerza que ejerce cada dedo viene a ser de 2.45N.

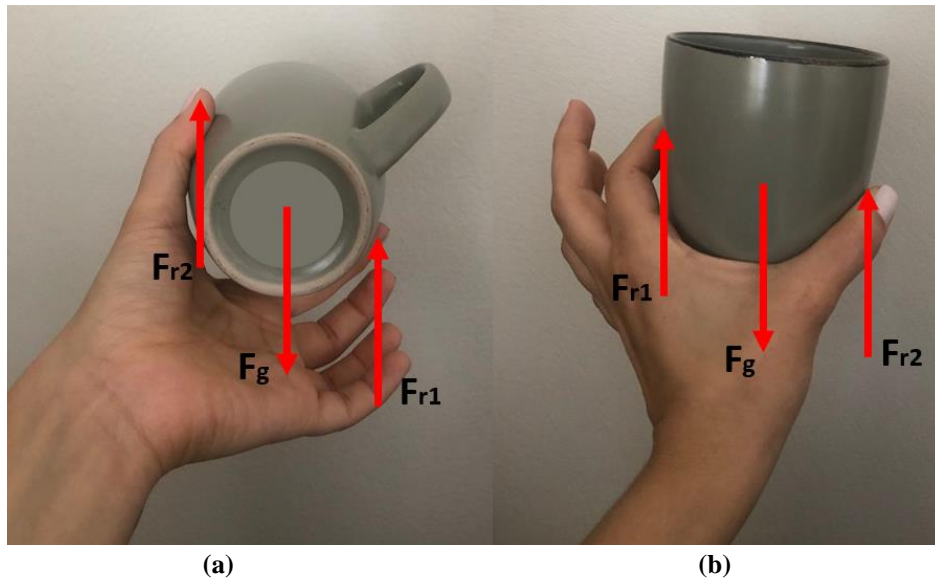


Figura 2.13. DCL agarre cilíndrico usando 2 dedos (índice y pulgar). (a) Vista palmar en posición horizontal. (b) Vista dorsal en posición vertical.
Fuente: Elaboración propia

Para el caso de agarre vertical, el peso del cilindro se verá fraccionado por las fuerzas de fricción que se producirían entre el vaso y la superficie de las falanges de la prótesis. Esto será un punto importante por considerar pues, en esta posición más que los pines será el coeficiente de fricción de la prótesis. Es por ello que se buscará como valor agregado un material antideslizante como silicona que pudiese desempeñarse adecuadamente en los casos descritos anteriormente.

2.2.3. Análisis de esfuerzos en Inventor

En este análisis se llevará la carga más elevada y caso más crítico del análisis estático al software Inventor al entorno de análisis de estrés para evaluar la concentración de esfuerzos y definir las áreas críticas del diseño. Como primera hipótesis se considera que las zonas en las cuales se tiene el agujero para el pin serán las más críticas puesto que cuando un elemento presenta una discontinuidad, como un agujero o un cambio abrupto en la sección transversal, grandes esfuerzos localizados se producen en los alrededores de

dicha discontinuidad. Este análisis responderá dicha hipótesis y a su vez será punto de evaluación para definir si es necesario añadir el espesor en ciertas zonas de la prótesis o modificar ciertas dimensiones, esto con la finalidad de reducir la concentración de esfuerzos.

Este entorno del software Inventor nos permite conocer la tensión de Von Mises este sirve para determinar si la pieza con el material asignado cederá o se fracturará. El procedimiento que se describe en la **Figura 2.14** culmina en la simulación, los valores obtenidos de esta se compararán con el límite de fluencia del material; si el valor es igual o mayor, significa que la pieza fallará. Además, también se puede conocer el desplazamiento en milímetros que podría llegar a tener la pieza respecto a la fuerza ejercida. Este valor refleja la resultante de los movimientos de un cuerpo sólido y las deformaciones presentes, es por lo que se debe considerar a valores mayores a 0.01 mm como falla. Cabe mencionar que el procedimiento descrito en la **Figura 2.14** se llevará a cabo 3 veces, cambiando los materiales de las piezas de acuerdo con los descritos en la **Tabla 2.8**.

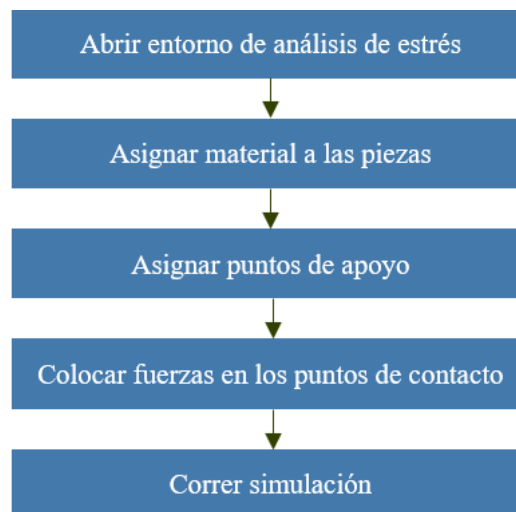


Figura 2.14. Procedimiento para realizar simulación de esfuerzos
Fuente: Elaboración propia

2.2.4. Análisis de resistencia a la fatiga en Ansys

2.2.4.1. Calidad de mallado en ANSYS

En primer lugar, toda simulación en el software ANSYS sigue ciertos pasos básicos los cuales se describen en la **Figura 2.15**:

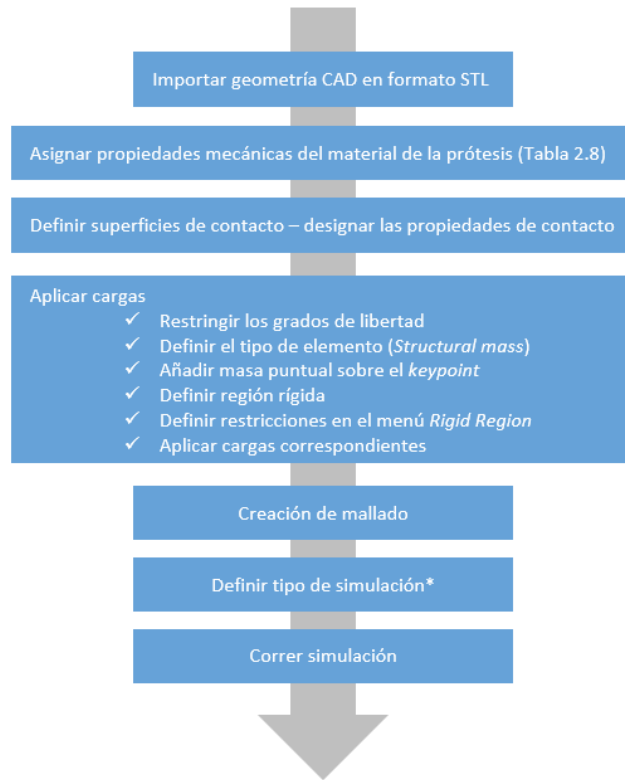


Figura 2.15. Proceso de simulación en el software ANSYS.

* El software cuenta con módulos de simulación, donde cada uno cuenta con procedimientos diferentes, los pasos a seguir dependerán el módulo seleccionado.

Fuente: Elaboración propia en basado en [73].

Como se aprecia en la **Figura 2.15**, todo proceso de simulación requiere de la creación del mallado y este proceso es crucial para los resultados de la simulación. Debido a ello existen dos criterios que permiten medir la calidad del mallado. El primer criterio es el “skewness”, este mide la asimetría u oblicuidad de la malla, mientras que el segundo criterio mide la calidad ortogonal. Las **Tabla 2.10** y **Tabla 2.11** muestran los rangos de valores de acuerdo con su métrica.


					
Excelente	Muy buena	Buena	Aceptable	Mala	Inaceptable
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

Tabla 2.10. Criterio Skewness de calidad de mallado

Fuente: Adaptado de [74].


					
Inaceptable	Mala	Aceptable	Buena	Muy buena	Excelente
0-0.001	0.001-0.14	0.15-0.20	0.20-0.69	0.70-0.95	0.95-1.00

Tabla 2.11. Criterio ortogonal de calidad de mallado
Fuente: Adaptado de [74].

De esta manera se puede entender que existe un proceso importante en la generación del mallado, pues si este no se encuentra dentro de los rangos adecuados vistos en las tablas anteriores, los resultados finales de la simulación, fuese cual fuese, no serán los adecuados o el porcentaje de error será muy elevado. Conociendo ello se elaboró la **Figura 2.16**, donde se ve el diagrama de flujo del proceso de creación y validación del mallado.

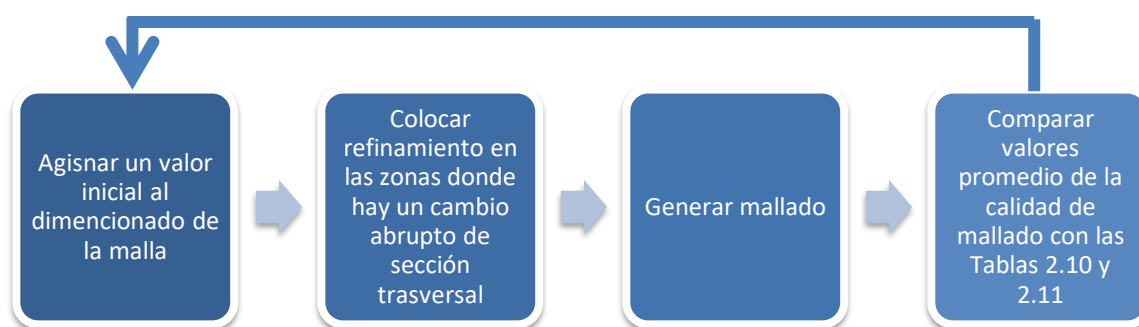


Figura 2.16. Proceso de creación de mallado
Fuente: Elaboración propia

2.2.4.2. Análisis de resistencia a la fatiga

Para realizar el análisis de fatiga en el software Ansys aparte de añadir las propiedades mecánicas descritas en la **Tabla 2.8** en la creación de un nuevo material, se debe insertar información de fatiga. Para ello en el módulo de creación de un nuevo material se debe añadir del listado de propiedades del *Toolbox*, la herramienta *Alternating stress mean stress* y la herramienta *Linear S-N Curve*. En la primera se debe colocar los valores del estrés alternante y el número de ciclos que le corresponde a este a un determinado estrés medio, mientras que, en la segunda el coeficiente y exponente de la ecuación de fatiga. En la **Tabla 2.12** se encuentra la información a ingresar en la primera herramienta, la cual se elaboró a partir de la **Figura 2.17**. Esta información únicamente pertenece al material ABS, mientras que para el PLA se encuentran en la **Tabla 2.14** **Tabla 2.13**. Los valores por ingresar, para la segunda herramienta, se encuentran en las **Tabla 2.13** y **Tabla 2.15** para el ABS y el PLA respectivamente. Cabe mencionar que

esta información ha sido extraída de investigaciones experimentales a partir de probetas de ensayo impresas en 3D en condiciones específicas. Ello significa que dependiendo de los parámetros utilizados para la impresión las propiedades de la fatiga se pueden ver afectadas.

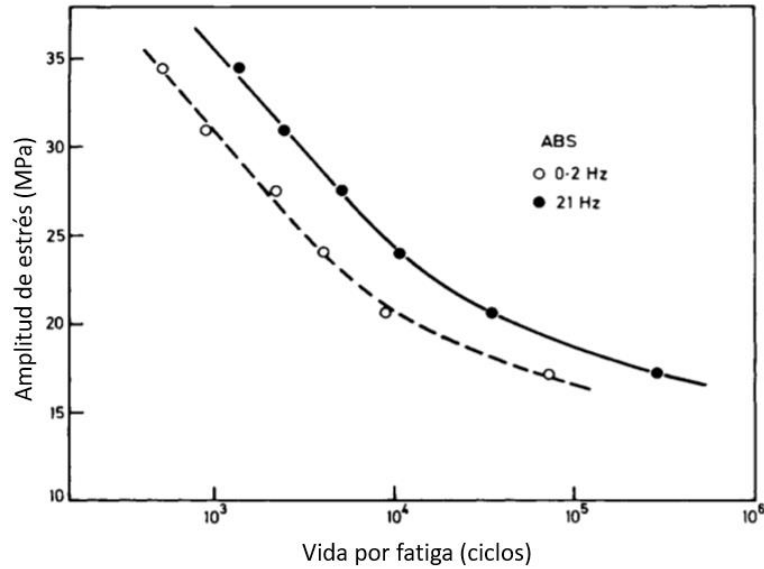


Figura 2.17. Curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés en MPa de ABS
Fuente: Adaptado de [75]

Ciclos	Estrés alternante (MPa)
1500	34.5
3500	30.5
6500	26.5
9999	24.5
26000	22.0
50500	20.5
1x10 ⁵	19.0
5x10 ⁵	17.0

Tabla 2.12. Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material ABS, para un estrés medio de 14.3 MPa
Fuente: Adaptado de [75]

Variable	Valor
Coefficiente de resistencia a la fátiga (A)	596
Exponente de resistencia a la fátiga (m)	-0.414

Tabla 2.13. Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS
Fuente: Elaboración propia basado en [76].

Ciclos	Estrés alternante (MPa)
500	30.0
1000	29.0
4000	24.0
1×10^5	20.5
4×10^5	18.5
1×10^6	15.4
3×10^6	14.0
4×10^5	12.0

Tabla 2.14. Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material PLA, para un estrés medio de 12.8 MPa
Fuente: Adaptado de [77].

Variable	Valor
Coefficiente de resistencia a la fátiga (A)	626
Exponente de resistencia a la fátiga (m)	-0.312

Tabla 2.15. Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS
Fuente: Elaboración propia basado en [77].

Una vez ingresada la información del material se procederá a realizar el análisis de fatiga, para obtener resultados individuales y evitar posibles errores en las condiciones de frontera asumidas por el programa, se evaluará pieza por pieza. El procedimiento por seguir es el cual se describe en la **Figura 2.18**, este como ya se mencionó se repetirá para cada una de las piezas. Se utilizarán los valores obtenidos del análisis estático como input en las fuerzas y en caso se obtengan resultados de vida infinita, se realizará un estudio de sensibilidad para hallar el valor de la fuerza que genera el punto de inflexión.

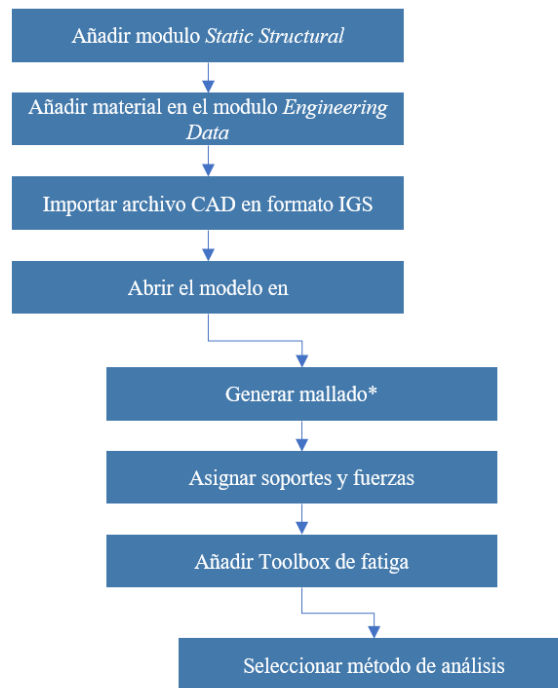


Figura 2.18. Metodología básica por seguir para el análisis de fatiga en el software ANSYS
Fuente: Elaboración propia pasado en [78].

2.3. Validación experimental

2.3.1. Fabricación del prototipo

Debido a que la geometría a diseñar es compleja y en tu mayoría contará con superficies curvas, además que las dimensiones de las piezas de prótesis se encontraran en valores de 5 a 8 mm mínimo; el mejor proceso de manufactura que pueda fabricar a un alto nivel de detalle las complejas piezas, sin elevar desmesuradamente el precio, es la impresión 3D. Para ello es crucial conocer la orientación del modelo, la densidad del relleno (puede ir del 10% hasta el 100%), altura de capas de impresión, filamento a utilizar y la temperatura de extrusión en la boquilla de la impresora. Es importante mencionar que, a menor temperatura, menor velocidad de avance del cabezal y a menor velocidad más tiempo de impresión y a mayor tiempo mayor es el costo de impresión [79]. Por ello se debe considerar ajustar estos valores de tal manera que se obtenga un prototipo con propiedades ideales, pero a su vez que el costo no se eleve.

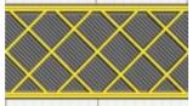
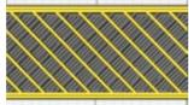
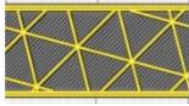
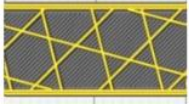
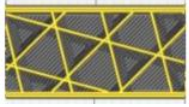

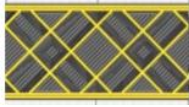

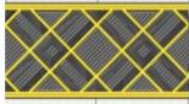
Densidad de relleno	1.1	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%	
Malla											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	64	66	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Linear											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	65	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Triangular											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	65	68	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Tri-Hexagonal											
Tiemp. (min)	46	49	51	54	56	59	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Cubica											
Tiemp. (min)	46	49	52	54	57	59	62	65	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Cubica Subdividida											
Tiemp. (min)	46	48	50	52	54	56	59	61	62	93	
Mate. (g)	6	7	7	8	8	9	9	10	10	12	
Octeto											
Tiemp. (min)	46	49	52	54	57	60	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Cuarteto cubica											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
Concéntrico											
Tiemp. (min)	45	47	50	53	55	58	60	63	65	93	
Mate. (g)	6	7	7	8	9	9	10	10	11	12	

Tabla 2.16. Tipos de mallados en impresión 3D, sus tiempos y consumo de material dependiendo de la densidad de relleno
Fuente: Adaptado de [79].

En la **Tabla 2.16**, se pueden visualizar los tipos de mallados que existen, el tiempo que consume cada proceso y su consumo en gramos de filamento de impresión. Como se observa no existe una variación significativa entre estas características, sin embargo, en la **Figura 2.19** se puede ver la existencia de una influencia en la resistencia al esfuerzo

de tensión (Rm) y el esfuerzo yield (Ro2) en los diferentes mallados. Si bien el concéntrico cuenta con valores mucho más elevados que el resto de mallados, se deberá corroborar con el software de impresión si con el tipo de mallado concéntrico es posible colocar soportes a la pieza.

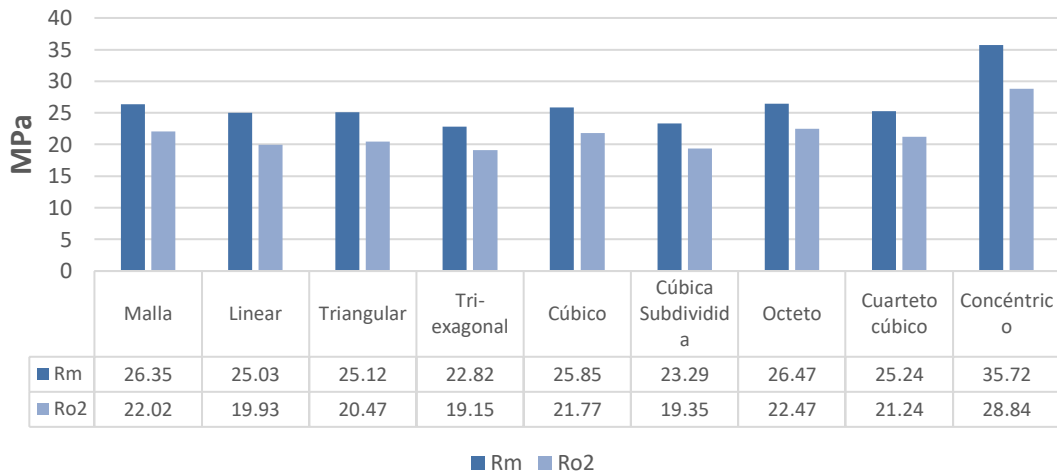


Figura 2.19. Resistencias de los diversos mallados de impresión 3D
Fuente: Adaptado de [79].

Una vez definido el filamento a utilizar y el tipo de mallado a utilizar en la impresión 3D, se procederá a realizar la impresión del prototipo y su debido ensamblaje tal como se detalla en la **Figura 2.20**.

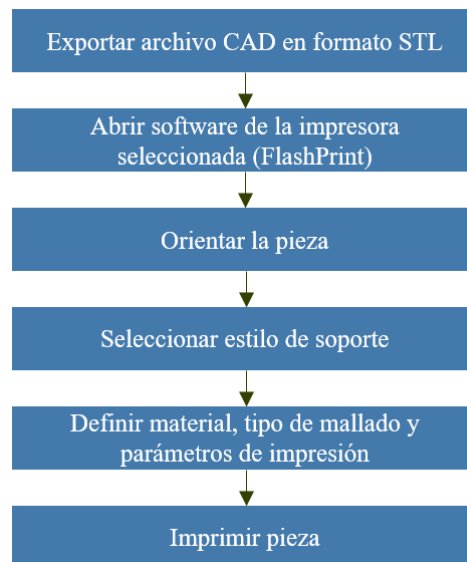


Figura 2.20. Diagrama de flujo a seguir para imprimir una pieza en 3D
Fuente: Elaboración propia basado en [80]

2.3.2. Contrastación con KINOVEA

Se comenzará analizando la variación dimensional con el diseño computacional, haciendo uso de un vernier, las medidas de las falanges prototipadas. Seguido de haber obtenido eso, se procederá a medir el peso del prototipo en una balanza electrónica presente en el laboratorio de UTEC.

Una vez hecho las 2 mediciones y contrastaciones básicas se procederá realizar una prueba en el software KINOVEA para determinar los grados angulares obtenidos con la prótesis. Para ello primero se debe contar con la prótesis ensamblada, a la cual se le realizará un video en opción de cámara lenta donde se muestre claramente el movimiento de las falanges, la opción de cámara lenta facilitará el análisis en el software. Debido a que no se puede realizar la siguiente prueba con un usuario, se utilizará una fuerza externa proveniente de la mano del autor para realizar el movimiento de flexión. Este video se importará al programa, seguido de ello se calibrarán las propiedades del video en el software, colocándole el valor de 600 fotogramas por segundo, para luego proceder a colocar un marcador de trayectoria con la herramienta desplazamiento. Esta herramienta seguirá a lo largo del video el movimiento del punto insertado, obteniendo como resultado las trayectorias de cada punto pin.

CONCLUSIONES

1. Se pudo ver que existe una creciente demanda de prótesis para miembros superiores, específicamente para amputaciones transfalángicas; sin embargo, el mercado peruano se encuentra escaso de opciones para esta problemática. Además, las pocas opciones existentes suelen ser muy costosas o no brindan una función activa adecuada. Sin dejar de mencionar que el público afectado suele encontrarse en su mayoría en un sector industrial obrero, el cual se encuentra en un nivel socioeconómico medio a bajo. Además, la pérdida de dos falanges de los 4 dedos de la mano tiene una repercusión en la posibilidad de devengar ingresos económicos hasta en un 50% [5]; por ende, el público afectado en su mayoría suele tener fuera de su alcance la obtención de una prótesis. De esta manera, el desarrollo de una prótesis para amputaciones transfalángicas que pueda desarrollar los movimientos de flexión y extensión y que a su vez se encuentre por debajo del precio en el mercado peruano, es imprescindible.
2. En la búsqueda de reducir los costos de fabricación y poder obtener geometrías complejas, se suele optar por la impresión 3D; no obstante, esto puede reducir el tiempo de vida de la prótesis, junto con las cualidades y cumplimiento de los requerimientos como la función de agarre. Es por ello que de elegirse este proceso de manufactura, se debe de analizar tanto el filamento como las propiedades ingresadas a la impresora 3D; con la finalidad de asegurar los requerimientos básicos ya planteados. Además, se recomienda realizar pruebas mecánicas a una probeta de ensayo, de los filamentos de impresión 3D preseleccionados, impresa a diversas temperaturas y diferentes tipos de mallado, con la finalidad de evaluar cómo estas variables afectan a las propiedades mecánicas del material y a su vez su resistencia a la fatiga, criterio crítico en el diseño.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi familia por siempre apoyarme y creer en mí, saber que soy capaz de cumplir todo lo que me propongo y siempre estar para mí cuando los necesito. Además, agradecer a mi pareja y amigos por aligerar mis caídas y darme una mano siempre que la necesito. Finalmente, agradezco al profesor Carlos Rios por haber sido uno de los mejores profesores, por haber apostado por mis habilidades y siempre estar abierto a resolver mis millones de dudas y a mi asesor Emir Vela por siempre impulsar proyectos innovadores, por siempre creer en mis capacidades y alentarme a más.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística e Informática Av., “Perú Características de la Población con Discapacidad.” Instituto Nacional de Estadística e Informática Av., Lima, p. 97, 2015.
- [2] Dirección Técnica de Demografía e Indicadores Sociales, “Capítulo III: Resultados generales sobre la población con discapacidad.” Lima, p. 10, 217AD.
- [3] H. T. Camacho-Conchucos, “Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos,” vol. 71, no. 4, pp. 271–275, 2010.
- [4] Oficina de Estadística - OGETIC en coordinación con la Dirección General de and D. F. y S. y S. en el Trabajo, “Boletín Estadístico Mensual-Notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales Oficina.” Oficina de Estadística - OGETIC en coordinación con la Dirección General de Derechos Fundamentales y Seguridad y Salud en el Trabajo, Lima, p. 29, 2019.
- [5] Presidente de la Republica, “Accidentes de trabajo y enfermedades profesionales reglamento del decreto – ley 18846.” Lima, p. 6.
- [6] M. M. Bustamante Carvallo, “Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada,” Pontifica Universidad Católica del Perú, 2018.
- [7] A. Mitchell, R. Drake, and V. Wayne, *Gray Anatomia Para Estudiantes*. Madrid: Elsevier, 2005.
- [8] K. L. Moore, *Anatomía con orientación clínica*. 2018.
- [9] A. Freivalds, *Biomechanics of the upper limb*. Florid, 2004.
- [10] T. A. R. Schreuders, J. W. Brandsma, and H. J. Stam, “Functional Anatomy and Biomechanics of the Hand,” *Hand Hand Funct. A Pract. Guid. to Assess.*, pp. 3–22, 2014, doi: 10.1007/978-1-4614-9449-2.
- [11] Ł. Jaworski and R. Karpiński, “Biomechanics of the Human Hand,” *J. Technol. Exploit. Mech. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 28–33, 2017, doi: 10.35784/jteme.536.

- [12] D. Field and R. Soames, *Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento*. Barcelona, 2000.
- [13] F. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 7th ed. ESpaña: ELSEVIER, 2014.
- [14] H. Rouviere and A. Delmas, *Anatomía Humana - Descriptiva, topográfica y funcional -Tomo III*, 10th ed. Barcelona: masson S.A., 2002.
- [15] S. F. M. Duncan, C. E. Saracevic, and R. Kakinoki, “Biomechanics of the hand,” *Hand Clin.*, vol. 29, no. 4, pp. 483–492, 2013, doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.003.
- [16] J. T. Belter and A. M. Dollar, “Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 921–927, 2011, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975476.
- [17] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular Tomo 1. Miembro superior*, Sexta. 2012.
- [18] J. A. Oteo, P. Benavente, and M. Garzón, “Valores normativos de la fuerza de puño en la población española en edad laboral. Influencia de las variables antropométricas de la mano y el antebrazo,” *Rev. Iberoam. Cirugía la Mano*, vol. 43, no. 02, pp. 104–110, 2015, doi: 10.1016/j.ricma.2015.09.005.
- [19] D. S. Asakawa, G. H. Crocker, A. Schmaltz, and D. L. Jindrich, “Fingertip forces and completion time for index finger and thumb touchscreen gestures,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 34, pp. 6–13, 2017, doi: 10.1016/j.jelekin.2017.02.007.
- [20] N. J. Seo and T. J. Armstrong, “Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles” *Hum. Factors*, vol. 50, no. 5, pp. 734–744, 2008, doi: 10.1518/001872008X354192.
- [21] L. Carmenate Milián, F. A. Moncada Chévez, and E. W. Borjas Leiva, *Manual de Medidas Antropométricas*. 2014.
- [22] O. Binvinat, A. Almagia, P. Lizana, and E. Olace, “Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos” vol. 30, no. 2, pp. 599–606, 2012.
- [23] I. Imbinto *et al.*, “Treatment of the Partial Hand Amputation: An Engineering Perspective,” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 9, p. 32–48, 2016, doi: 10.1109/rbme.2016.2523799.

- [24] P. Varma, M. G. Stineman, and T. R. Dillingham, “Epidemiology of Limb Loss Amputation Limb loss Dysvascular Transfemoral Transtibial,” vol. 25, pp. 1–8, 2014, doi: 10.1016/j.pmr.2013.09.001.
- [25] G. Dodd, “Upper limb prosthetic rehabilitation,” *Orthop. Trauma*, vol. 25, no. 2, pp. 135–142, 2010, doi: 10.1016/j.mporth.2010.10.003.
- [26] G. Lisi, “The Study of the Electromyographic Signal for the Control of a Prosthetic Hand” no. 732932, 2010.
- [27] Dianceht, “Prótesis para dedo.” http://www.manosydedos.com/index_sel_dedos.html (accessed Jun. 12, 2020).
- [28] H. Burger, T. Maver, and Č. Marinček, “Partial hand amputation and work,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 29, no. 17, pp. 1317–1321, 2007, doi: 10.1080/09638280701320763.
- [29] Geneva: International Organization for Standardization, “ISO 8549-1:1989 Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses.” p. 6, 1989.
- [30] OMS, “Normas de ortoprotésica,” Suiza, 217AD.
- [31] L. Puglisi and H. Moreno, “Prótesis Robóticas.” p. 10, 2006.
- [32] J. L. Loaiza and N. Arzola, “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano,” *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, pp. 191–200, 2011.
- [33] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco, and J. I. Calle, “Revisión De Las Prótesis De Mano,” no. 2013, pp. 57–64, 2013, [Online]. Available: [https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8447/1/Estudio del estado del arte de las prótesis de mano.pdf](https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8447/1/Estudio%20del%20estado%20del%20arte%20de%20las%20pr%C3%B3tesis%20de%20mano.pdf).
- [34] N. Wang, K. Lao, and X. Zhang, “Design of an anthropomorphic prosthetic hand with EMG control,” *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 8917, pp. 300–308, 2014, doi: 10.1007/978-3-319-13966-1_30.
- [35] Prosthetic & Orthotic Care, “Types of Upper Extremity Prostheses.” <http://www.pandocare.com/upper-extremity-types/#1471966938595-7757743e->

c7b3 (accessed May 12, 2020).

- [36] H. Kousaka, H. Mizoguchi, M. Yoshikawa, H. Tanaka, and Y. Matsumoto, “Role analysis of dominant and non-dominant hand in daily life,” *Proc. - 2013 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern. SMC 2013*, pp. 3972–3977, 2013, doi: 10.1109/SMC.2013.678.
- [37] E. Biddiss, D. Beaton, and T. Chau, “Consumer design priorities for upper limb prosthetics,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 2, no. 6, pp. 346–357, 2007, doi: 10.1080/17483100701714733.
- [38] H. W. Kay and M. Rakic, *Rehabilitation Research and Development*. Washington, 1988.
- [39] R. Vinet, Y. Lozach, N. Beaudry, and G. Grouin, “Design Methodology for a Multifunctional Hand Prosthesis,” *J Rehabil Res Dev.*, pp. 316–324, 1995.
- [40] C. Behrend, W. Reizner, J. A. Marchessault, and W. C. Hammert, “Update on Advances in Upper Extremity Prosthetics,” *YJHSU*, vol. 36, no. 10, pp. 1711–1717, 2011, doi: 10.1016/j.jhsa.2011.07.024.
- [41] M. Soler Ayats, “Diseño de una prótesis de mano adaptable para niños.,” *Etseib*, p. 76, 2017.
- [42] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, “Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,” *Mech. Mach. Theory*, vol. 36, no. 10, pp. 1157–1173, 2001, doi: 10.1016/S0094-114X(01)00035-0.
- [43] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, “Toronto Bloorview Macmillan (TBM) Hand Multi-Fingered, Adaptive Grasp Prosthetic Hand: Better Function and Cosmesis,” 2000.
- [44] Partial hand solutions, “TITAN Full,” vol. 1. connecticut, p. 1, 2017, [Online]. Available:
<http://nebula.wsimg.com/0ea34b020f0fde723832c905101f8900?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [45] Partial hand solutions, “TITAN Partial,” vol. 1. connecticut, p. 1, 2017, [Online]. Available:

- <http://nebula.wsimg.com/d6a2e5da17b665571eab64324516d954?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [46] E. Kuester, “K-1 Hand.” <https://enablingthefuture.org/k-1-hand/> (accessed May 23, 2020).
- [47] Partial hand solutions, “M-Fingers,” p. 1, 2017, [Online]. Available: <http://nebula.wsimg.com/eefb6761c429d0aef663a579e0db0d28?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [48] Partial hand solutions, “Partial M-Fingers,” p. 1, 2017, [Online]. Available: <http://nebula.wsimg.com/48b779be0d212132418ba646aa65101a?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [49] Sidrick Medical, “X-Tips.” <https://www.x-finger.com/x-tips.html> (accessed May 20, 2020).
- [50] N. Brookins, “Knick’s Prosthetic Finger v3.5.5.” <https://www.thingiverse.com/thing:1340624> (accessed May 28, 2020).
- [51] Naked Prosthetics, “PIP Driver.” <https://www.npdevices.com/product/pipdriver/> (accessed May 28, 2020).
- [52] Naked Prosthetics, “MCP Driver.” <https://www.npdevices.com/product/mcpdriver/> (accessed May 28, 2020).
- [53] L. C. Díaz Montealegre, “Prótesis electrónicas : Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas,” vol. 80, pp. 169–177, 2016.
- [54] Vincent Systems, “VINCENTpartial active.” Vincent Systems, Karlsruhe, p. 2, [Online]. Available: https://vincentsystems.de/workspace/vs/docs/g3p02d02en02_partialactive_flyer_compressed.pdf.
- [55] ÖSSUR Touch Bionics, “i-Digits™ Quantum.” <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-digits-quantum> (accessed May 20, 2020).
- [56] ÖSSUR Touch Bionics, “i-Digits Access.” <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-digits-access> (accessed May 20, 2020).
- [57] J. L. Brito Guaricela, M. X. Quinde Abril, and C. P. J. David, “Diseño,

- construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha.,” *Univ. Politécnica Sales.*, p. 140, 2013.
- [58] Granta Design, “CES EduPack.” .
- [59] J. E. Uellendahl, “inMotion – Prosthetic primer: materials used in prosthetics, part 1,” 1998. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-1/> (accessed May 26, 2020).
- [60] A. Mota, “Materials of Prosthetic Limbs,” 2017.
- [61] J. E. Uellendahl, “inMotion – Prosthetic primer : materials used in prosthetics, part 2,” 1998. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-2/> (accessed May 26, 2020).
- [62] F. Gil, M. Ginebra, and J. Planell, “Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros,” *Biomecánica*, vol. 13, pp. 73–78, 1999, doi: 10.1016/S0921-5093(97)00778-8.
- [63] F. Gil and J. Planell, “Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones,” *Biomecánica*, no. JANUARY 1993, pp. 34–42, 1993, [Online]. Available: <http://upcommons.upc.edu/handle/2099/6814>.
- [64] F. Barreto, “Diseño de prototipo de protesis mecanica de mano,” 2016.
- [65] “Chapter 3 forward kinematics : the denavit-hartenberg.” .
- [66] V. Bundhoo and E. J. Park, “Design of an Artificial Muscle Actuated Finger towards Biomimetic Prosthetic Hands,” pp. 368–375, 2005.
- [67] N. Omarkulov, K. Telegenov, M. Zeinullin, A. Begalinova, and A. Shintemirov, “Design and Analysis of an Underactuated Anthropomorphic Finger for Upper Limb Prosthetics,” pp. 2474–2477, 2015.
- [68] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, *Product Design and Development*, Quinta. McGraw-Hill, 2012.
- [69] É. A. Portilla Flores, O. F. Avilés Sánchez, R. Piña Quintero, P. A. Niño Suárez, E. Moya Sánchez, and M. A. Molina Vilchis, “Análisis cinemático y diseño de un mecanismo de cuatro barras para falange proximal de dedo antropomórfico,” *Cienc. e Ing. Neogranadina*, vol. 20, no. 1, p. 45, 2010, doi: 10.18359/rcin.283.

- [70] M. B. Gómez Toapanta, “Ajuste De Un Modelo De Rodilla Basado En El Mecanismo 4R Para Movimientos Planos, Usando Video Análisis Para Capturar El Movimiento,” 2017.
- [71] A. Castillo Ramírez, *Apuntes para la materia de Cinemática de las máquinas*. UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ, 2005.
- [72] B. Murali, S. Huddle, and R. F. f. Weir, “Design and evaluation of a distally actuated powered finger prosthesis with self-contained transmission for individuals with partial hand loss,” *Adv. Mech. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 1–16, 2019, doi: 10.1177/1687814019834114.
- [73] Universidad Politécnica de Valencia, “Análisis de Fatiga con Ansys mediante el método de las tensiones estáticas equivalentes,” p. 12.
- [74] ANSYS Inc., “Lecture 7: Mesh Quality & Advanced Topics,” *Introduction to ANSYS Meshing*, vol. Release 15. 2015, [Online]. Available: https://www.academia.edu/16970000/MESH_QUALITY_AND_ADVENCED_TOPICS_ANSYS_WORKBENCH_16_0.
- [75] C. C. Chen and J. A. Sauer, “Yield and fracture mechanisms in ABS,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 40, no. 3–4, pp. 503–521, 1990, doi: 10.1002/app.1990.070400317.
- [76] J. M. Puigoriol-Forcada, A. Alsina, A. G. Salazar-Martín, G. Gomez-Gras, and M. A. Pérez, “Flexural fatigue properties of polycarbonate fused-deposition modelling specimens,” *Mater. Des.*, vol. 155, pp. 414–421, 2018, doi: 10.1016/j.matdes.2018.06.018.
- [77] O. H. Ezeh and L. Susmel, “Fatigue strength of additively manufactured polylactide (PLA): effect of raster angle and non-zero mean stresses,” *Int. J. Fatigue*, vol. 126, no. May, pp. 319–326, 2019, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2019.05.014.
- [78] A. Hancq and R. Browell, “Calculating and Displaying Fatigue Results. The ANSYS Fatigue Module has a wide range of features for performing calculations and presenting analysis results.,” *Analysis*, 2006.
- [79] A. Pandzic, D. Hodzic, and A. Milovanovic, “Effect of infill type and density on

tensile properties of pla material for fdm process,” *Ann. DAAAM Proc. Int. DAAAM Symp.*, vol. 30, no. 1, pp. 545–554, 2019, doi: 10.2507/30th.daaam.proceedings.074.

- [80] ABB Group, “Manual del Usuario,” *Man. del usuario, operación y Manten. Transform. potencia*, no. 477, p. 20, 2007.
- [81] Amazon, “Alambre de aluminio plateado de 0.039 in de grosor, alambre de metal flexible para manualidades, para hacer muñecas, esqueleto, manualidades (100 pies).” https://www.amazon.com/aluminio-plateado-flexible-manualidades-esqueleto/dp/B08CY2MXHK/ref=sr_1_2_sspa?crd=3GRXJEMZRXRO1&dchild=1&keywords=2+mm+aluminum+wire&qid=1607088659&srefix=2mm+alum%2Caps%2C237&sr=8-2-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEy (accessed Dec. 28, 2020).